



Caracterización física y dosimétrica de un sistema DMLC para uso en Radioterapia de Intensidad Modulada

Gabriel Murcia Cañón

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Departamento de Física
Bogotá D.C., Colombia
2010

Caracterización física y dosimétrica de un sistema DMLC para uso en Radioterapia de Intensidad Modulada

Gabriel Murcia Cañón

Trabajo final presentado como requisito parcial para optar al título de:
Magister en Física Médica

Director:

M.Sc., Alfonso Mejía Montenegro

Codirector:

Ph.D., Héctor Castro

Línea de Investigación:

Radioterapia

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Ciencias, Departamento de Física
Bogotá D.C., Colombia
2010

Agradecimientos

Quiero dar las gracias a todas aquellas personas que prestaron de manera generosa su colaboración, cualquiera que haya sido, contribuyó a que este proyecto culminara. Especial mención la doy a mi director y compañero de trabajo Alfonso Mejía Montenegro por sus sugerencias y apoyo.

De manera especial al Instituto Nacional de Cancerología, E.S.E., institución en la cual realicé todas las mediciones de este trabajo, por su permanente colaboración en la disposición de los recursos necesarios.

Finalmente y con la más sentida gratitud a mi familia, que soportó pacientemente mis largas ausencias, por su permanente comprensión.

Resumen

Este trabajo tiene como propósito hacer un análisis físico y dosimétrico de los sistemas de MLC Millennium80 y Millennium 120 instalados en los equipos de teleterapia de la firma Varian, Clinac 2100 C/D y Clinac iX respectivamente, instalados en el Instituto Nacional de Cancerología, E.S.E. Estos dos equipos en la modalidad de tratamientos con fotones trabajan con haces de rayos x de 6 MV y 18 MV, están habilitados para la realización de tratamientos de radioterapia conocidos como técnica conformacional convencional 3D (3DCRT) y técnica de intensidad modulada (IMRT). Se analizaron aspectos mecánicos como la estabilidad en la posición de las hojas, estabilidad en la velocidad de las hojas, sensibilidad de las MLC con las interrupciones dentro del tratamiento. Los parámetros dosimétricos medidos fueron el porcentaje de dosis en profundidad (PDD), factores de dispersión $S_{c,p}$, penumbras, transmisión, fugas y efecto *tongue and groove*. Los resultados permiten hacer la comparación entre los dos sistemas MLC utilizados y saber cómo se comportan con las dos energías.

Palabras clave: colimador multihojas, modulación de intensidad, dosimetría, garantía de calidad

Abstract

This work aims to make an physical and dosimetric analysis of MLC Millennium 80 and Millennium 120 systems installed on the teams of teletherapy Varian Clinac 2100 C/D and Clinac iX respectively, at the Instituto Nacional de Cancerología, E.S.E. These two teams in the mode of treatment with photon work with both 6 MV and 18 MV x-ray beams, are enabled to carry out radiotherapy technique know as conventional 3D conformal (3DCRT) and intensity modulated technique (IMRT). We analyzed the mechanical aspects such as stability in the position of leaves, sensitivity of the MLC with interruptions in treatment. Dosimetric parameters measured were the porcentage depth dose (PDD), S_{cp} dispersion factors and penumbras, transmission and leakage and groove effect. The results allow the comparison between the two MLC systems used and how they behave with the two energies.

Keywords: multileaf collimator, intensity modulation, dosimetry, quality assurance

Índice general

1. Revisión de literatura	3
2. Principios Básicos de la Radioterapia Externa	6
2.1. Definición de Estructuras Anatómicas	6
2.2. El Acelerador Lineal Clínico	8
2.3. Planificación de tratamiento	9
2.4. Proceso de la Radioterapia	10
2.5. Radioterapia Conformacional Convencional (CRT)	12
2.6. Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)	13
2.6.1. Técnicas de la IMRT	15
2.6.2. Planificación Inversa	17
3. Sistema de colimación en un Linac	20
3.1. Colimador primario fijo	20
3.2. Colimadores secundarios (mandíbulas)	21
3.3. Bloques	21
3.4. Colimador Multihojas	22
3.4.1. Características Físicas del Sistema Millennium™	24
3.4.2. Posición respecto al campo luminoso	27
3.4.3. Propiedades dosimétricas	28
3.4.3.1. Transmisión	28
3.4.3.2. Fuga interhojas	28
3.4.3.3. Efecto Matchline	29
3.4.3.4. Efecto Tongue and Groove	30
3.4.3.5. Penumbra	30
3.4.3.6. Precisión y Reproducibilidad	31

3.4.3.7.	Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)	31
3.4.3.8.	Factor de dispersión total o factor de salida ($S_{c,p}$)	31
3.4.4.	MLC como modulador de intensidad	32
3.4.4.1.	Modulación con campos multisegmentados (Step and Shoot)	32
3.4.4.2.	Modo dinámico (Sliding Window)	33
4.	Materiales y Métodos	36
4.1.	Materiales	36
4.1.1.	Aceleradores Lineales	36
4.1.2.	Sistemas MLC	36
4.1.3.	Sistema de Planeación de tratamientos ECLIPSE	37
4.1.4.	Sistema MLC Shaper	37
4.1.5.	Sistema de dosimetría relativa 3D	37
4.1.6.	Phantom de agua sólida	38
4.1.7.	Películas radiográficas	39
4.1.7.1.	Películas Kodak X-Omat V	39
4.1.7.2.	Películas Kodak EDR2	39
4.1.8.	Cámaras de ionización	40
4.1.9.	Electrómetro	40
4.1.10.	Sistema RIT	41
4.1.11.	Digitalizador de películas	41
4.2.	Métodos	41
4.2.1.	Uso de película radiográfica	41
4.2.1.1.	Calibración de las películas radiográficas	42
4.2.2.	Pruebas mecánicas para el sistema MLC	44
4.2.2.1.	Estabilidad y reproducibilidad	44
4.2.2.2.	Estabilidad en la velocidad de las hojas	45
4.2.2.3.	Sensibilidad a las interrupciones del tratamiento	45
4.2.3.	Pruebas dosimétricas para el sistema MLC	45
4.2.3.1.	Medida de porcentaje de dosis en profundidad (PDD)	45
4.2.3.2.	Medidas del factor de salida ($S_{c,p}$)	46
4.2.3.3.	Penumbras	46
4.2.3.4.	Tongue and Groove	47
4.2.3.5.	Transmisión	48

5. Resultados y discusión	49
5.1. Pruebas mecánicas	49
5.1.1. Estabilidad y reproducibilidad en el sistema MLC	49
5.1.2. Estabilidad en la velocidad	50
5.1.3. Sensibilidad a la interrupción de los tratamientos	50
5.2. Pruebas dosimétricas	51
5.2.1. Medida de porcentaje de dosis en profundidad (PDD)	51
5.2.2. Perfiles - penumbras	52
5.2.3. Medida de los factores de dispersión	53
5.2.3.1. Medida del factor S_{cp}	53
5.2.4. Efecto tongue and groove	54
5.2.5. Transmisión a través de las hojas	55
6. Conclusiones	65
A. Control de calidad de los sistemas MLC	66
A.1. Pruebas de aceptación - niveles de referencia	66
A.2. Pruebas de funcionamiento y seguridad	67
A.2.1. Seguridad	67
A.2.2. Comprobación del sistema registro y verificación	67
A.3. Pruebas geométricas	68
A.3.1. Coincidencia entre campo luminoso y campo de radiación	68
A.3.2. Alineación de las hojas con las mandíbulas	68
A.3.3. Coincidencia de los ejes de campos del MLC con eje mecánico del colimador convencional	69
A.3.4. Coincidencia de los ejes de campos del MLC con eje mecánico del gantry	71
A.3.5. Exactitud y repetibilidad en la posición de las hojas	72
A.3.6. Velocidad de las hojas	74
A.4. Pruebas dosimétricas	75
A.4.1. Transmisión en el sistema MLC	75

Índice de figuras

0.0.1. Curva dosis-respuesta que muestra la probabilidad del control tumoral (TCP) y probabilidad de complicaciones en tejidos normales (NTCP). La máxima probabilidad de control tumoral con mínimas complicaciones al tejido normal de indica como D_{opt} .	1
2.1.1. Representación esquemática de los volúmenes definidos en el ICRU 50: GTV, volumen tumoral macroscópico; CTV, volumen blanco clínico; PTV, volumen blanco de planificación; TV, volumen tratado; IV, volumen irradiado; OR, órgano en riesgo. (Adaptado del ICRU, reporte No. 50, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, USA. 1993)	7
2.2.1. Componentes básicos de un acelerador lineal de uso clínico: Los electrones son acelerados dentro de la guía de ondas, luego son dirigidos y enfocados por campos magnéticos para obtener campos de radiación utilizados en tratamientos.	8
2.2.2. Diagrama de un acelerador lineal usado en radioterapia.	9
2.3.1. Ejemplo de un DVH. El eje vertical indica, para cada una de las estructuras, el porcentaje de volumen que recibe la dosis indicada por el eje horizontal. Para el PTV, lo ideal es que la dosis prescrita cubra la totalidad de este volumen mientras que para las demás (OAR) lo ideal es que reciban la menor dosis posible.	10
2.4.1. Posición típica de un paciente en un Acelerador lineal de tratamiento.	12
2.5.1. Idea básica de la radioterapia conformacional. (Tomado de New Technologies in Radiation Oncology)	13
2.5.2. Colimador irregular que adopta la forma de la proyección del volumen blanco para la conformación con intensidad constante. a) Campo irregular a partir de MLC. b) Campo irregular a partir de un bloque personalizado.	13
2.6.1. Comparación de distribuciones de dosis entre la radioterapia conformacional convencional y la de intensidad modulada (IMRT). La figura (a) corresponde a la planificación conformacional convencional o CRT, la (b) corresponde a la de intensidad modulada IMRT.	14
2.6.2. Fotografía de un compensador de láminas de plomo.	15

2.6.3.Principio de los múltiples colimadores estáticos superpuestos (step and shoot) para modular la intensidad del haz	16
2.6.4.Principio del uso de los MLC dinámicos (DMLC) para modular la intensidad del haz	16
2.6.5.Se muestran los perfiles de intensidad (líneas sólidas). (a) Perfil obtenido con DMLC donde las hojas enfrentadas se mueven con velocidades variables. El movimiento de las hojas se grafica con las líneas punteadas. (b) Perfil obtenido con el método segmentado SMLC, los segmentos “step” y “shoot” se muestran con las líneas punteadas horizontales y verticales, respectivamente.	16
2.6.6.Campos de una planificación IMRT	18
3.0.1.Diagrama del sistema de colimación en un Linac.	20
3.2.1.Diagrama de colimadores asimétricos. Las mandíbulas pueden ajustarse simétrica o asimétricamente respecto a su eje.	21
3.4.1.Esquema de una hoja de forma curva en el extremo de un sistema MLC	23
3.4.2.Colimador multihojas Varian Millenium MLC120	24
3.4.3.Esquema del sistema de colimación típico en un acelerador Varian	25
3.4.4.Esquema de (a) Varian Millennium 80 y (b) Varian Millennium 120	26
3.4.5.A la izquierda se muestra una vista lateral de una hoja en la que se observa la forma redondeada del extremo, a la derecha una vista de frente donde se observa la forma en sus lados por lo cual su diseño se denomina tongue-and-groove.	26
3.4.6.Parámetros mecánicos más importantes de un sistema MLC. En la primera imagen se muestra la distancia máxima sobre la línea central del haz, en la segunda la posición de retracción máxima, y en la tercera la amplitud.	26
3.4.7.Diagrama que muestra la relación entre el borde de la luz de campo X_i y la proyección del extremo de la hoja W_i para una hoja en diferentes posiciones. C es el isocentro del equipo. Los puntos A, B, C, D y E en la distancia SAD son las proyecciones de los puntos a, b, c, d y e , en la distancia SCD respectivamente.	28
3.4.8.Diagrama del diseño tongue and groove	29
3.4.9.Esquema que muestra el efecto de matchlines debido a la forma redondeada en los extremos de las multihojas. Las matchlines son las líneas verticales oscuras en la película.	29
3.4.10El efecto Tongue and Groove es causado por el diseño de las hojas para disminuir la fuga entre hojas.	30
3.4.11El concepto de penumbra (P) en un campo de radiación	31

3.4.12. Se muestran seis diferentes secuencias cada una con tres posiciones de un par de hojas enfrentadas. Estas crean el mismo perfil de intensidad señalado en la parte superior.	33
3.4.13. Diagrama que muestra el movimiento de las MLC para obtener un perfil de intensidad modulada. Cuando el gradiente dI/dx es positivo, la hoja R deberá moverse a velocidad máxima; cuando este gradiente es negativo, la hoja L deberá moverse a velocidad máxima.	34
4.1.1. Sistema de dosimetría relativa	38
4.1.2. Láminas de material conocido como Agua Sólida para uso como phantom	39
4.1.3. Cámaras de ionización FC 65 y CC13	41
4.1.4. Electrómetro PTW Unidos E	41
4.1.5. Scanner VIDAR	42
4.2.1. Disposición geométrica para la irradiación de las películas Kodak EDR2 utilizadas para construir las curvas de calibración.	43
4.2.2. Curvas de calibración de películas Kodak EDR2. Las curvas correspondientes a las energías de 6 MV y 18 MV sugieren independencia de la energía en su respuesta.	43
4.2.3. Curva de calibración de películas Kodak EDR2 de densidad óptica vs dosis.	44
4.2.4. Velocidades de siete pares de hojas enfrentados que deben generar perfiles uniformes	45
4.2.5. Penumbras en la dirección del movimiento de las hojas	46
4.2.6. Penumbras perpendiculares al movimiento de las hojas	47
4.2.7. Penumbras medidas en un plano, con el efecto escalera	47
4.2.8. Esquema de la geometría de los campos usados para el análisis del efecto tongue and groove. (a) Arreglo de 10 subcampos cada uno de dimensiones 10 cm × 1 cm. (b) Arreglo de 10 subcampos con las mismas dimensiones de manera que al superponerlos, se cubran los subcampos del primer arreglo.	47
5.1.1. Se muestran los perfiles obtenidos a partir de la prueba garden fence	49
5.1.2. Patrón de líneas de la prueba de garden fence. El método puede visualizar errores en la posición de 0.5 mm tal como se muestra en la figura inferior.	50
5.1.3. En la imagen a) se muestra las diferentes intensidades en una película, generadas a partir del movimiento uniforme de grupos de hojas enfrentados. En la imagen b) se muestran los perfiles de cada una de las regiones.	51
5.1.4. Perfiles obtenidos luego de la realización de interrupciones en su movimiento.	52

5.2.1.a) Curvas de dosis en profundidad para una energía de 6MV para campos definidos mandíbulas y con MLC. b) Diferencias entre las curvas definidas por las mandíbulas y la definidas por el MLC.	53
5.2.2.Curvas de dosis en profundidad en la energía de 18 MV. La curva a) corresponde a campos de 6 cm × 6 cm, la b) a campos de 30 cm × 30 cm. La curva c) muestra las diferencias entre las curvas definidas por las mandíbulas y las definidas por el MLC. Se aprecia que las diferencias son mayores que para energía de 6MV.	54
5.2.3.Perfiles de dosis para campos definidos con mandíbulas y MLC.	55
5.2.4.Comparación de penumbras en perfiles obtenidos con MLC y con mandíbulas medidas a dmax para energía de 6 MV y en dirección paralela a las hojas	56
5.2.5.Comparación de penumbras en perfiles obtenidos con MLC y con mandíbulas medidas a dmax para energía de 18 MV y en dirección paralela a las hojas	57
5.2.6.Comparación de penumbras en perfiles obtenidos con MLC y con mandíbulas medidas a dmax para energía de 6 MV y en dirección perpendicular a las hojas	58
5.2.7.Comparación de penumbras en perfiles obtenidos con MLC y con mandíbulas medidas a dmax para energía de 18 MV y en dirección perpendicular a las hojas	58
5.2.8.Campos triangulares definidos con los dos sistemas MLC y energía de 6 MV.	59
5.2.9.Campos triangulares definidos con los dos sistemas MLC y energía de 18 MV.	59
5.2.10Curvas que permiten comparar los factores S_{cp} para campos definidos con mandíbulas y con MLC. Se muestran las curvas en los dos sistemas MLC para energía de 6 MV.	60
5.2.11Curvas que permiten comparar los factores S_{cp} para campos definidos con mandíbulas y con MLC. Se muestran las curvas en los dos sistemas MLC para energía de 18MV.	61
5.2.12a) Imagen obtenida luego de irradiar una película con el arreglo especial propuesto. b) Al realizar el perfil en la dirección perpendicular a las líneas se obtiene un perfil como este.	62
5.2.13Perfiles de dosis relativa típicos del efecto tongue and groove. a) Se compara la reducción de dosis con la energía en el sistema millennium 80. b) Se compara la reducción de dosis con la energía en el sistema millennium 120.	63
5.2.14a) Perfiles que muestran la transmisión en los dos sistemas MLC. a) Millennium 80 con energías de 6 MV y 18 MV. b) Millennium 120 con energías de 6 MV y 18 MV.	64
A.3.1Placa para verificar la alineación de las láminas con las mandíbulas.	69
A.3.2Coincidencia de los ejes de radiación con el eje de rotación del colimador. a) Los campos estrechos están definidos con los MLC enfrentados; b) Los campos están definidos con la parte lateral de las hojas	70

A.3.3Coincidencia entre los ejes de radiación y luminoso con el eje mecánico del gantry	72
A.3.4Patrón de líneas obtenida de la prueba picket fence.	73
A.3.5Patrón de líneas de la prueba garden fence en la que se pueden apreciar pequeñas discrepancias de posición visualmente.	74

Índice de cuadros

3.4.1.Algunas características de los sistemas MLC	27
4.1.1.Calidad del haz según la energía nominal en cada uno de los equipos utilizados.	36
5.2.1.Valores de penumbra 80-20	53
5.2.2.Factores S_{cp} para colimadores convencionales y Millennium 80. La lista a) corresponde a una energía de 6MV, la lista b) a 18 MV. Estos valores están medidos a SSD de 90 cm y profundidad de 10 cm.	56
5.2.3.Factores S_{cp} para colimadores convencionales y Millennium 80. La lista a) corresponde a una energía de 6MV, la lista b) a 18 MV. Estos valores están medidos a SSD de 90 cm y profundidad de 10 cm.	57
5.2.4.a) Reducción de la dosis en (%) \pm SD, medida a 5 cm de profundidad. b) Medida del valor FWHM en (mm) \pm SD.	57
5.2.5.Transmisión para el sistema Millennium80 y b)Transmisión para el sistema Millennium120.	58

Abreviaturas

AAPM: American Association of Physicists in Medicine
ADN: Ácido Desoxirribonucleico
CRT: Conformal Radiation Therapy
CT: Computed Tomography
CTV: Clinical Target Volume
DRR: Digitally Reconstructed Radiographs
DMLC: Dinamic Multileaf Collimator
DVH: Dose Volume Histogram
GTV: Gross Target Volume
IAEA: International Atomic Energy Agency
ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements
IMRT: Intensity Modulated Radiation Therapy
IV: Irradiated Volume
LINAC: Linear Accelerator
MLC: Multileaf Collimator
MR: Resonancia Magnética
NCTP: Probabilidad de Complicaciones en el Tejido Sano
OAR: Organ at Risk
PDD: Porcentage Depth Dose
PET: Positron Emission Tomography
PTV: Planning Target Volume
SAD: Source Axis Distance
 S_{cp} : Factor de Dispersión
SLIDING WINDOWS: Ventana Deslizante
SSD: Source Surface Distance
STEP AND SHOOT: Paso y Disparo

TCP: Probabilidad de Control Tumoral

TPR: Tissue Phantom Ratio

TPS: Treatment Planning System

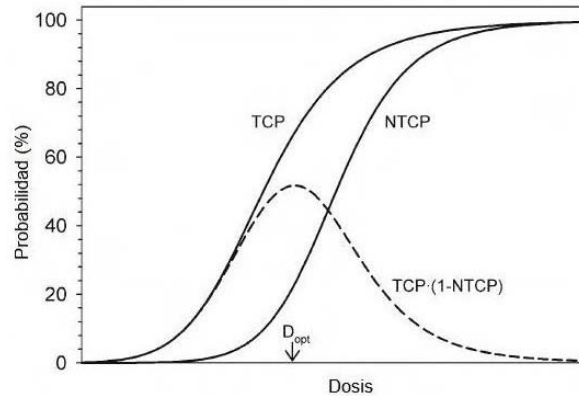
TV: Trated Volume

UM: Unidades Monitor

Introducción

La radioterapia es una de las principales modalidades en el tratamiento del cáncer junto con la cirugía y la quimioterapia. Se aplica a más del 50 % de los pacientes con cáncer. Esta forma de tratamiento utiliza las radiaciones ionizantes para eliminar células malignas afectando el ADN evitando así su multiplicación descontrolada. Al hacer incidir de manera directa campos de radiación sobre un volumen blanco definido, también se ven afectados tejidos normales, los cuales se deben proteger evitando, tanto como sea posible, dosis que pueden causar daños. Así se pretende aumentar la probabilidad de control tumoral y disminuir los efectos adversos en los tejidos sanos. Las dosis suministradas para tratamientos están limitadas por las dosis de tolerancia de los órganos normales, sin embargo gracias a muchos avances tecnológicos, actualmente la radioterapia cuenta con diferentes modalidades que permiten irradiar menor cantidad de volumen sano con menor dosis, logrando la posibilidad de aumentar las dosis a volúmenes tumorales, lo que posibilita un mejor control tumoral (TCP - Probabilidad de Control Tumoral) y una menor probabilidad de efectos colaterales en tejidos sanos (NTCP - Probabilidad de Complicaciones en Tejidos Normales). Un aumento en el control tumoral y simultáneamente una disminución de los efectos secundarios implica una mayor probabilidad de curación (Fig.0.0.1).

Figura 0.0.1: Curva dosis-respuesta que muestra la probabilidad del control tumoral (TCP) y probabilidad de complicaciones en tejidos normales (NTCP). La máxima probabilidad de control tumoral con mínimas complicaciones al tejido normal de indica como D_{opt} .



Gracias a la evolución de las ciencias de la computación y otras tecnologías, se ha logrado un

aumento significativo en la calidad de las técnicas de tratamiento introduciendo lo que se denomina hoy como radioterapia conformacional 3D. Los equipos utilizados hoy en el mundo nos brindan posibilidades de tratamiento con haces de fotones, electrones, protones y neutrones de diferentes energías. En nuestro país, se practica la radioterapia externa o teleterapia (fuente de radiación externa al paciente) usando unidades de cobalto, pero principalmente aceleradores lineales (Linacs) para tratamientos con haces de fotones y electrones, además existe una modalidad de tratamientos en la que la fuente de radiación está en contacto con el tumor denominada braquiterapia, en la cual se usan diferentes radionúclidos.

La manera más simple de administrar la radioterapia externa es aplicando campos rectangulares a partir de las mandíbulas de los equipos de tratamiento y si es el caso utilizando bloques protectores en algunas regiones del campo, buscando proteger estructuras sanas. Los aceleradores lineales modernos ofrecen nuevos avances tecnológicos que permiten generar campos irregulares, campos cuya intensidad se puede modular, elegir de la energía del haz, etc.; según sean las necesidades para el tratamiento de un paciente.

Uno de los desarrollos más importantes en el diseño de aceleradores lineales clínicos para lograr la conformación del haz se centra en el sistema de colimación. Los colimadores convencionales solo pueden limitar el campo de radiación a formas rectangulares. Existen, en los diseños de aceleradores modernos, los sistemas de colimadores multihojas (MLC) con diferentes diseños que permiten administrar las dosis de radiación de manera óptima con la utilización de campos irregulares y mucho más allá, administrar dosis dinámicamente modulando la intensidad del haz dando la posibilidad de optimizar de manera significativa la conformación de las dosis.

El presente trabajo tiene como propósito analizar los aspectos físicos y dosimétricos de los dos sistemas MLC Millenium que existen en los aceleradores Varian Clinac 2100C/D y Varian Clinac iX del Instituto Nacional de Cancerología E.S.E. cuando son utilizados con energías de fotones de 6 y 18 MV. Dado que se requiere una alta precisión en la entrega de la dosis en un tratamiento, es de gran importancia conocer estos aspectos. Por otra parte se propone un programa de control de calidad para los MLC tanto en el modo estático como dinámico.

Capítulo 1

Revisión de literatura

Antes de que cualquier sistema sea utilizado en la práctica clínica debe ser evaluado de manera tal que se tenga conocimiento de sus características. En el caso particular de los colimadores multihojas (MLC) debe desarrollarse un estudio detallado que permita caracterizarlo desde el punto de vista dosimétrico y mecánico ya que con él se practican tratamientos de gran complejidad como la radioterapia conformacional convencional y la radioterapia de intensidad modulada que requieren de gran precisión y exactitud.

El sistema de colimadores multihojas, actualmente presente en la mayoría de los nuevos diseños de aceleradores, comenzó como una buena alternativa al uso de bloques personalizados de plomo y cerrobend usados como protecciones y generadores de campos irregulares personalizados. Esa nueva idea permitía trabajar de manera más rápida y cómoda, Jordan and Williams [24]. Hoy el uso de esta tecnología va mucho mas allá del concepto para la cual fue concebida, LoSasso et al. [28]. Existen varios diseños de colimadores multihojas, uno de ellos, el que nos compete para la realización de este trabajo, es el sistema Millenium de la firma Varian que tiene extremos redondeados, lo cual genera una penumbra que depende de la posición de la hoja, Jordan and Williams [24], Galvin et al. [16], Huq et al. [20], Boyer et al. [5]. Para éste sistema de colimadores no existe coincidencia entre el campo luminoso y el campo de radiación, es importante realizar medidas sobre estas diferencias. De hecho el tamaño del campo de radiación que, para colimadores convencionales, está definido como el ancho del perfil para una dosis relativa del 50 %, no aplica para colimadores de extremo redondeado. Los patrones de fluencia que se producen al superponer campos contiguos pueden producir altos o bajos niveles de dosis en la unión de esos campos. Tal comportamiento dosimétrico debe considerarse seriamente, especialmente en los casos en los que se realizan tratamientos de alta precisión. Por otra parte existen otras causas de error en las posiciones de las hojas. LoSasso et al. [29] reportaron que ésta depende del uso de los motores acoplados a las hojas. Las hojas que están en el centro del arreglo tienden a presentar más fallas. LoSasso et al. [29] reportan que puede ser tolerado un error máximo de ± 1 mm para campos estáticos en tratamientos conformacionales convencionales pero en tratamientos que implican gran

precisión como el de IMRT la tolerancia es hasta de alrededor de ± 0.2 mm.

La publicación TG 50 de la AAPM ¹ respecto a la calibración de las posiciones de las hojas en un sistema Varian indica:

“En la calibración de las posiciones de las multihojas en un sistema Varian se usan pequeños campos infrarrojos contruïdos con el sistema de colimadores que interceptan los recorridos de las hojas. Un proceso de calibración se desarrolla automáticamente cada vez que el sistema de operación del MLC inicia. Cada hoja es desplazada a lo largo de su longitud permitida. Como cada hoja se intercepta con el haz infrarrojo, los valores son registrados por el codificador de posiciones. Estos valores son usados para la calibración de las posiciones de las hojas. Estos valores son guardados en una tabla para uso por el sistema de control.”, Boyer et al. [6].

Se han evaluado varios parámetros en los aspectos físicos y dosimétricos. Graves et al. [19], midieron las discrepancias en las posiciones de las hojas con el campo de radiación en nueve aceleradores Varian equipados con MLC de 52, 80 y 120 hojas. Ellos reportaron que la máxima diferencia estaba en un máximo de 3mm, lo cual concuerda con otras publicaciones, Low et al. [30], Klein et al. [26]. Si bien estas diferencias presentadas en campos grandes no son significativas para tratamientos conformacionales, lo que usualmente se hacen con campos pequeños, sí son significativas para tratamientos de IMRT, Spirou and Chui [33]; Chen et al. [8].

Si el sistema MLC es usado para crear patrones de intensidad, debe existir gran precisión en el posicionamiento de las hojas puesto que la superposición y gaps entre segmentos puede llevar a diferencias de dosis de más del 10 %, Chui et al. [9], Budgell et al. [7]. Graves et al. [19], aplicaron las correcciones y encontraron que los tamaños de los campos de radiación pueden ser definidos con una precisión de aproximadamente 0.3 mm.

?] hizo medidas de PDD, penumbra y transmisión para haces de energías de 6MV y 18MV en un acelerador lineal Clinac 2100C. Ellos encontraron que las diferencias en las curvas de PDD, medidas entre 1 cm y 32 cm de profundidad, para colimadores convencionales y MLC estaba dentro del 0.5 %. También encontraron que la transmisión medida a 10 cm de profundidad fue de entre 2.5 % y 4 % para la energía de 6MV y de entre 3.5 % y 5 % para la energía de 18MV.

Las penumbras en la dirección del movimiento de las hojas fueron mayores a las de los colimadores convencionales mientras que las penumbras en sentido lateral resultaron similares. Klein et al. [26] y Galvin et al. [18] investigaron las posiciones de las hojas usando dosimetría de película. Encontraron que la posición extrema de la hoja corresponde a un nivel de isodosis de cerca del 60 % para energía de 6MV. La diferencia entre los extremos de los campos luminoso de radiación fue de menos de 1 mm si las hojas están a 15 cm de apertura desde el centro y 3 mm cuando las hojas están a 15 mm pasando el eje isocéntrico. También estudiaron las penumbras en la dirección del movimiento de las hojas a las profundidades de máxima dosis

¹AAPM es la sigla en inglés de The American Association of Physicists in Medicine

y a 10 cm.

Las medidas para los DMLC para tratamientos de IMRT son de mayor complejidad que las MLC para tratamientos estáticos de 3D CRT. Las medidas en condiciones dinámicas que deben evaluarse son la posición, la transmisión, el movimiento. La imprecisión posicional puede afectar la distribución de la dosis, de la misma manera la aceleración y desaceleración de las mismas. La precisión en la posición para tratamientos estáticos convencionales puede ser considerada buena si está dentro de ± 1 mm, pero esta misma discrepancia en tratamientos dinámicos puede no se aceptable. LoSasso et al. [29], Chui et al. [9], Budgell et al. [7]. Chui et al. [9], reportaron una serie de pruebas diseñadas para investigar los aspectos mecánicos de los DMLC y sus implicaciones en la dosimetría.

Bayouth et al. [2]; Essers et al. [13]; Ezzell et al. [14], Das et al. [10] y otros autores han publicado propuestas para implementar las técnicas de IMRT y dentro de ellas el comisionamiento y garantía de calidad de los MLC.

Capítulo 2

Principios Básicos de la Radioterapia Externa

Durante más de cien años la radioterapia se ha considerado como una de las principales alternativas para el tratamiento del cáncer. En las pasadas dos décadas, las nuevas tecnologías introducidas han logrado aumentar de manera significativa la calidad en los tratamientos.

En este capítulo se presentan algunos aspectos básicos de la radioterapia externa con miras a contextualizar el objetivo y los resultados del presente trabajo.

2.1. Definición de Estructuras Anatómicas

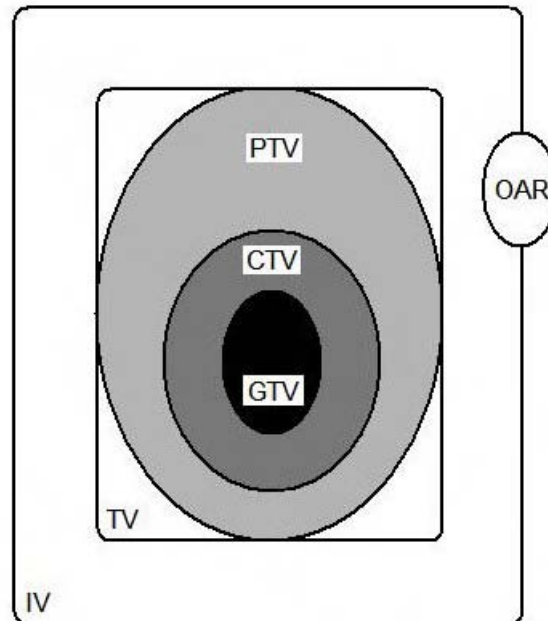
A partir de imágenes anatómicas adquiridas con Topografía Axial Computarizada (CT), Resonancia Magnética (MR) u otras modalidades de imagen, el médico radiooncólogo delimita los volúmenes internos de interés así como el volumen a ser tratado o volumen blanco. Para ello se debe tener en cuenta los posibles cambios de las posiciones relativas de los volúmenes y de los haces durante el tratamiento, esto es, movimientos de los tejidos/paciente y las posibles imprecisiones en la ejecución del tratamiento.

De acuerdo a los reportes 50 y 62 de la ICRU¹ se han definido los diferentes volúmenes tal como se presenta a continuación ICRU [22]; ICRU [23]:

- **Gross Target Volume:** El gross target volume (GTV) o volumen tumoral macroscópico es la extensión palpable o visible del tumor maligno. También es evaluado mediante diferentes técnicas de imagen.
- **Clinical Target Volume:** El clinical target volume (CTV) o volumen blanco clínico es la suma del GTV con el margen local de enfermedad subclínica. También puede ser aquel en el que sólo existe enfermedad subclínica (p. ej., ganglios linfáticos regionales y sus volúmenes de diseminación subclínica)

¹International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, USA

Figura 2.1.1: Representación esquemática de los volúmenes definidos en el ICRU 50: GTV, volumen tumoral macroscópico; CTV, volumen blanco clínico; PTV, volumen blanco de planificación; TV, volumen tratado; IV, volumen irradiado; OR, órgano en riesgo. (Adaptado del ICRU, reporte No. 50, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, USA. 1993)



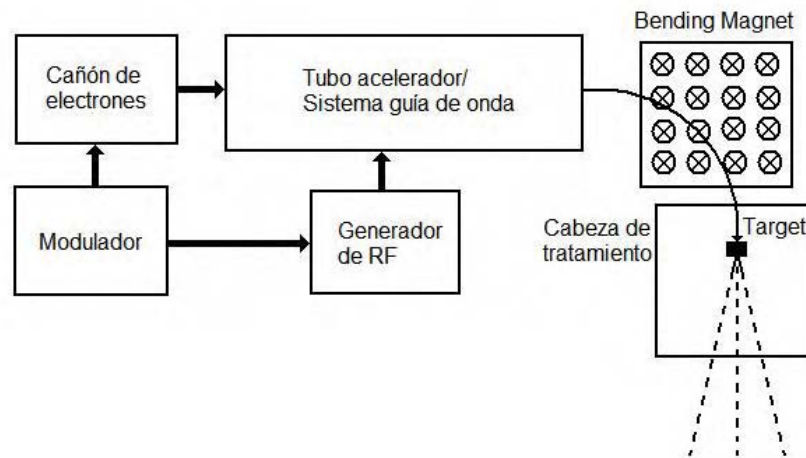
- Planning Target Volume: El planning target volume (PTV) o volumen blanco de planificación es un concepto geométrico que se usa en la planificación de tratamiento, se define para seleccionar los tamaños y configuraciones apropiadas de los haces, teniendo en cuenta los efectos netos de todas las posibles variaciones geométricas, de manera que se asegure que la dosis prescrita es administrada al CTV.
- Treated Volume: El treated volume (TV) o volumen tratado es el volumen encerrado por la superficie de isodosis seleccionada y especificada por el radiooncólogo como la apropiada para conseguir el propósito de tratamiento.
- Irradiated Volume: El irradiated volume (IV) o volumen irradiado es aquel que recibe una dosis significativa en relación con la tolerancia del tejido normal.
- Organ at risk: Los órganos en riesgo (OR) son tejidos normales cuya sensibilidad a la radiación puede influir significativamente en la planificación del tratamiento o en la dosis prescrita.

Una representación esquemática de los diferentes volúmenes se muestra en la Fig.2.1.1.

2.2. El Acelerador Lineal Clínico

Un acelerador lineal de electrones clínico es, por excelencia, el equipo utilizado actualmente en radioterapia externa. Con el uso de campos electromagnéticos de radiofrecuencia se aceleran electrones a energías de 6 MeV o más que pueden ser usados directamente para tratamientos en lesiones con profundidades de hasta 70 mm, según la energía. Para tumores más profundos conviene el uso de fotones que son generados cuando un haz de estos electrones altamente energéticos se dirige hacia un objetivo que es fabricado de un material de alto número atómico como el tungsteno a través del proceso de emisión Bremsstrahlung. Los componentes básicos de un acelerador lineal tal como se muestran en la fig.2.2.1 son: un cañón de electrones, un generador de radiofrecuencias, una guía de ondas y la cabeza de tratamiento. En el cañón de electrones se producen los electrones que se inyectan a la guía de ondas. El generador de radiofrecuencia produce ondas electromagnéticas que aceleran los electrones en la guía de ondas de manera que sus energías llegan al orden de los MeV. Esto se produce si la tasa de inyección del cañón de electrones está en fase con la onda electromagnética de radiofrecuencia. Dentro de la cabeza de tratamiento los electrones son enfocados por campos magnéticos y dirigidos hacia una lámina dispersora para producir un campo de electrones de uso clínico, o sobre un blanco de tungsteno para producir rayos X.

Figura 2.2.1: Componentes básicos de un acelerador lineal de uso clínico: Los electrones son acelerados dentro de la guía de ondas, luego son dirigidos y enfocados por campos magnéticos para obtener campos de radiación utilizados en tratamientos.



Para lograr que éstos campos tengan diferentes dimensiones y formas existe el sistema de colimación que inicialmente limita el haz espacialmente con un colimador primario. Posteriormente existe un filtro aplanador que transforma la fluencia del haz primario en una distribución de fluencia más homogénea. El haz de tratamiento se obtiene luego de pasar a través de un dispositivo de colimación secundario, en algunos aceleradores existe un sistema

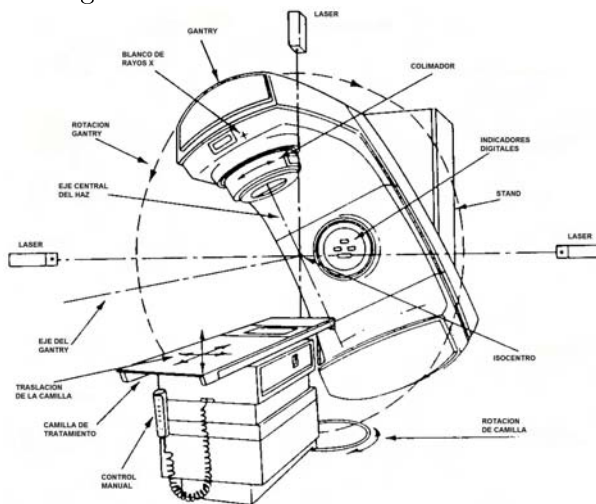
de colimación terciario que según el diseño del acelerador puede formar parte del dispositivo de colimación lo que se denomina colimador multihojas (MLC) el cual se describe más adelante. El gantry o brazo del acelerador rota alrededor del isocentro lo que permite la entrega de radiación desde diferentes ángulos de incidencia del haz a un punto (Fig.2.2.2).

La camilla de tratamiento asociada puede desplazarse tanto vertical como lateralmente, además puede girar alrededor de un eje vertical que se corta con el eje de giro del gantry y del colimador. Este punto de corte de estos tres ejes se conoce como el isocentro de la máquina. En la mayoría de diseños de aceleradores lineales para uso clínico, el isocentro se encuentra a una distancia de 100.0 cm del blanco o foco.

En la actualidad muchos aceleradores cuentan con ayudas para obtener imágenes anatómicas del paciente, integrando kilovoltaje y megavoltaje, que son de gran utilidad a la hora de verificar la correcta geometría de tratamiento.

Para este trabajo se usaron los aceleradores Varian Clinac 2100C/D y Varian Clinac iX, ambos con energías en fotones de 6 y 18 MV y en electrones de 6, 9, 12, 15 y 18 MeV. Cada uno de ellos está equipado con un sistema de colimación multihojas Millennium que se describirá en la sección 3.4.

Figura 2.2.2: Diagrama de un acelerador lineal usado en radioterapia.



2.3. Planificación de tratamiento

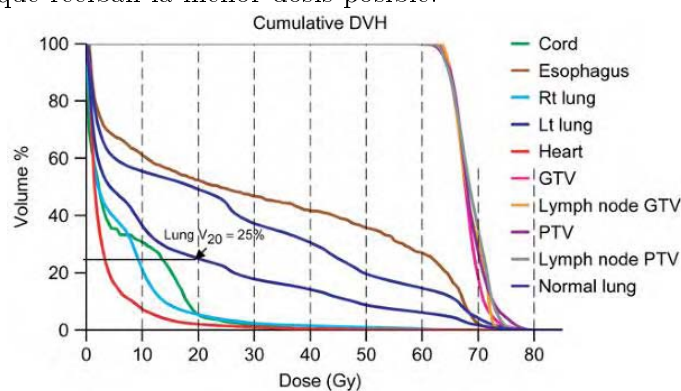
Los sistemas de planificación de tratamiento (TPS) son softwares diseñados para administrar una adecuada distribución de dosis al paciente cuando se administra la dosis de prescripción a un PTV. Los TPS son alimentados a partir de la información dosimétrica medida por el físico médico local en cada equipo de tratamiento en particular.

La anatomía del paciente, los diferentes PTV's y los OAR pueden ser representados por modelos 3D. Los algoritmos de cálculo de dosis han evolucionado desde simples modelos 2D a

modelos en 3D y técnicas de Monte Carlo, además se ha logrado un mayor poder de cálculo. El proceso de planificación de un tratamiento en radioterapia incluye varios pasos: En primer lugar, la adquisición de datos del paciente y entrada de los mismos al TPS a partir de imágenes como CT o MR obtenidas en la posición de tratamiento, generalmente en cortes axiales de una amplia región anatómica que incluye la zona a ser tratada. Definición de los volúmenes blanco GTV, CTV, PTV y las estructuras críticas OAR. Establecer los límites máximos y mínimos de dosis a los PTV y los valores máximos tolerados por los órganos en riesgo.

Con base a estos valores se definen las entradas de los campos, sus geometrías, energías, modificadores, etc. hasta lograr una distribución de dosis adecuada la cual puede ser evaluada con la visualización de isodosis en 2D y 3D y con la ayuda de Histogramas Dosis - Volumen (DVH), fig. 2.3.1.

Figura 2.3.1: Ejemplo de un DVH. El eje vertical indica, para cada una de las estructuras, el porcentaje de volumen que recibe la dosis indicada por el eje horizontal. Para el PTV, lo ideal es que la dosis prescrita cubra la totalidad de este volumen mientras que para las demás (OAR) lo ideal es que reciban la menor dosis posible.



Actualmente muchos TPS cuentan con ayudas para obtener imágenes adicionales a las iniciales previas al tratamiento, esto es, en los TPS se crean imágenes reconstruidas digitalmente (DRR) que son imágenes bidimensionales generadas a partir de las axiales para visualizar la posición de los campos respecto a la anatomía del paciente.

2.4. Proceso de la Radioterapia

Después de que se ha detectado la presencia de cáncer en un paciente y se ha decidido como parte de su tratamiento la radioterapia, se requieren varios pasos. En primer lugar se debe diseñar un buen sistema de inmovilización al paciente, puesto que se trata de un tratamiento que se ejecuta en múltiples fracciones, se debe garantizar la reproducibilidad de la geometría de los haces respecto a la anatomía del paciente. Se usan máscaras, soportes y otros accesorios, además se definen los puntos de referencia geométrica con marcadores radio-opacos en la piel o el inmovilizador y de igual manera con puntos tatuados en la piel del paciente.

Esta información es transferida al sistema de planificación del tratamiento (TPS). Normalmente se diseñan varias alternativas las cuales pueden ser evaluadas y comparadas entre sí para determinar la mejor opción.

En los aceleradores lineales, se pueden generar imágenes en la posición real de tratamiento usando bajas energías de rayos X y bajas dosis, con lo cual, al comparar estas con las DRR obtenidas en el TPS permite verificar la posición del paciente y la correcta geometría del tratamiento.

Cuando se ha verificado el correcto posicionamiento del paciente y campos de radiación, se ejecuta el tratamiento. Es muy importante que en las sesiones posteriores estas condiciones se mantengan teniendo en cuenta que un tratamiento típico de teleterapia consta de entre 25 y 35 fracciones, usualmente una diaria hasta completar la dosis de prescripción.

Luego de que se ha aprobado la planificación del tratamiento, el paciente puede ser irradiado una vez éste se ha posicionado en el equipo de tratamiento como un acelerador lineal (Fig.2.4.1) de la misma manera en que le fueron tomadas las imágenes en los equipos TAC o RM.

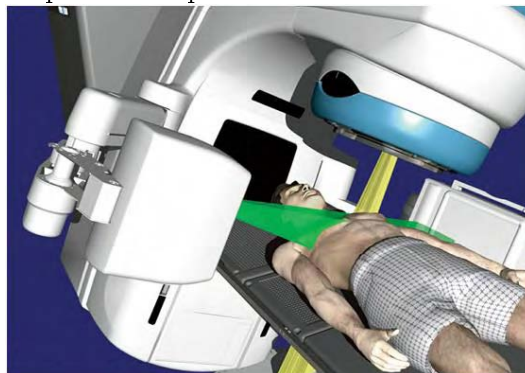
El conjunto de pasos en el proceso de planificación de tratamiento pueden ser resumidos de la siguiente manera [15]:

1. Posición e inmovilización del paciente
2. Adquisición e ingreso de imágenes (p.ej. CT, MR)
3. Definición anatómica (volumen blanco y tejidos normales)
4. Técnica del haz (p.ej. energía, ángulos y forma de los campos)
5. Cálculo de la dosis
6. Evaluación del plan (analiza las distribuciones, compara planes, muestra los histogramas dosis – volumen [DVH])
7. Implementación del plan (calcula las unidades monitor [MU]; transfiere los datos del plan a R&V [record and verify])
8. Revisión del plan (revisa todos los aspectos del plan incluyendo chequeo independiente de MU)

Se han venido implementando nuevas modalidades en la manera de administrar las dosis como la Radioterapia Conformacional convencional (CRT) y la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) con el desarrollo de los computadores y otras nuevas tecnologías. La radioterapia externa en sus comienzos se realizaba con campos rectangulares colocando en ocasiones bloques protectores en algunas estructuras, los cálculos de dosis a los volúmenes de interés eran incompletos e imprecisos ya que se realizaban manualmente. Hoy existen métodos muy bien

desarrollados para la obtención de imágenes, TPS muy versátiles basados en algoritmos muy precisos y equipos de tratamiento como aceleradores lineales con sistemas para la obtención de imágenes y colimadores multihojas (MLC), con lo que se abre una nueva generación en la forma de tratar los pacientes, comenzando por la reproducibilidad en sus posicionamientos, protección más eficiente de órganos sanos y determinación previa al tratamiento de las dosis, en principio, en cualquier punto de su anatomía.

Figura 2.4.1: Posición típica de un paciente en un Acelerador lineal de tratamiento.

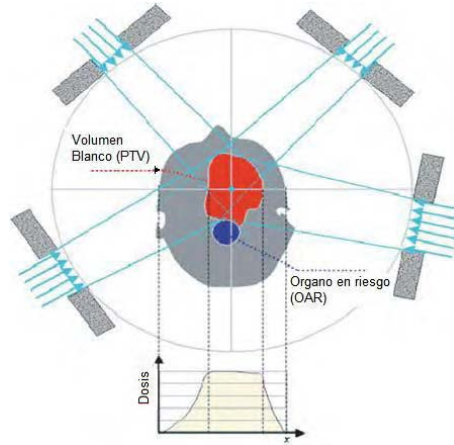


2.5. Radioterapia Conformacional Convencional (CRT)

Esta modalidad tiene como fin la conformación, hasta donde sea posible, de la dosis de prescripción al volumen blanco de planificación (PTV) y evitar al máximo dosis a tejidos sanos. La conformación de la radiación al volumen tumoral se puede realizar de varias maneras, la más utilizada es la de bloquear las áreas de un campo rectangular donde existan tejidos no comprometidos, esto se puede lograr delimitando las zonas a proteger a partir de imágenes 2D como placas convencionales de rayos X y generando los campos con los colimadores multihojas (MLC) y bloques. Con el fin de disminuir la dosis que llega a los tejidos sanos cuando la radiación pasa a través de ellos para llegar al volumen blanco, se utilizan varios campos entrando desde diferentes direcciones, todos apuntando hacia el volumen blanco (Fig.2.5.1). Para mejorar la conformalidad de la distribución de dosis en ocasiones se usan modificadores del haz tales como cuñas o filtros compensadores. Actualmente la radioterapia conformacional se practica con la definición de volúmenes en 3D al igual que las distribuciones de dosis a partir de imágenes como CT, MR y PET. Lograr una buena conformación permite dar dosis altas al PTV aumentando la probabilidad de control tumoral sin un incremento en la morbilidad. El tratamiento con intensidad uniforme usando campos irregulares a partir de colimadores multihojas (MLC) o de bloques de acuerdo a la proyección geométrica del PTV (Fig.2.5.2), es lo que se denomina radioterapia conformacional convencional o CRT 3D.

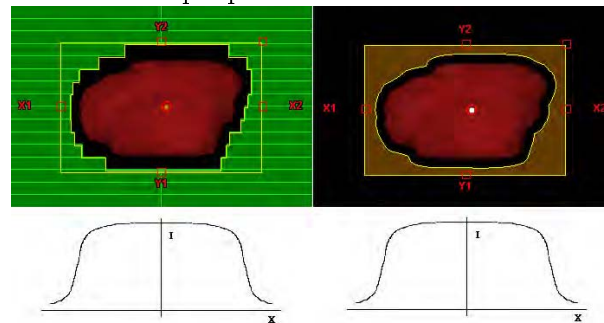
El impacto de esta tecnología ha hecho posible el tratamiento óptimo de tumores en muchas áreas del cuerpo humano, sin embargo hay situaciones en las que la CRT 3D no permite

Figura 2.5.1: Idea básica de la radioterapia conformacional. (Tomado de New Technologies in Radiation Oncology)



lograr un tratamiento satisfactorio debido a la complejidad de la geometría y a limitaciones tecnológicas, este es el caso por ejemplo de un volumen tumoral de forma cóncava que envuelva una estructura sensible como la médula espinal.

Figura 2.5.2: Colimador irregular que adopta la forma de la proyección del volumen blanco para la conformación con intensidad constante. a) Campo irregular a partir de MLC. b) Campo irregular a partir de un bloque personalizado.



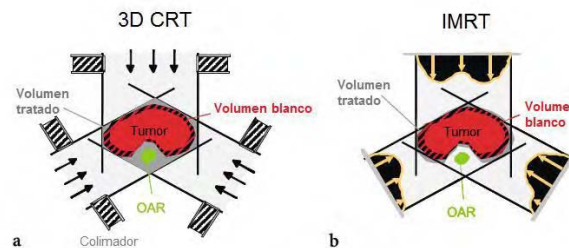
2.6. Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)

En la radioterapia externa convencional, el haz de fotones se entrega de manera que su intensidad es uniforme a través del campo (dentro de los límites especificados de planicidad). En ocasiones se usan cuñas o compensadores para modificar el perfil de la intensidad y compensar las irregularidades del contorno o producir distribuciones de dosis más uniformes. El cambiar los perfiles de intensidad del haz para alcanzar los objetivos de un plan se llama modulación de la intensidad. Así, los compensadores y cuñas pueden ser moduladores de intensidad, aunque mucho más simple que los sistemas de modulación modernos controlados por computador tal intensidad como colimadores multihojas dinámico (DMLC). La radioterapia de intensi-

dad modulada (IMRT) se refiere a la técnica de radioterapia en la que se entrega fluencia no uniforme al paciente desde cualquier posición del haz de tratamiento para optimizar la distribución de dosis (Fig. 2.6.1). Los criterios de tratamiento para la optimización del plan son especificados por el usuario y los perfiles de flujo de energía óptimos para un determinado conjunto de direcciones del haz se determinan a través la planificación inversa. Los archivos de fluencia obtenidos de este modo se transmiten electrónicamente al acelerador lineal, que es controlado por un computador, es decir, está equipado con el software y el hardware necesarios para entregar los haces de intensidad modulada calculados. La aplicación clínica de la IMRT requiere al menos dos sistemas: (1) un sistema de planificación de tratamientos que pueda calcular mapas de fluencia no uniforme en varios haces dirigidos desde distintas direcciones para maximizar la dosis en el volumen blanco (PTV) a la vez que minimiza la dosis a las estructuras críticas normales, y (2) un sistema de entrega las fluencias no uniformes tal como de han planeado. Cada uno de estos sistemas deberán estar debidamente probados antes de su uso clínico.

Actualmente es la técnica más avanzada en la conformación de la dosis. La idea es que la distribución de dosis puede ser alterada significativamente para conformar el volumen blanco mientras se evitan selectivamente las estructuras críticas. Si bien el uso de modulación de fluencias no elimina la irradiación de estructuras críticas, se limitan las dosis a tejidos que están dentro de la trayectoria del haz. El uso de la IMRT requiere que las fluencias sean ajustables dentro de las restricciones en la entrega de las dosis.

Figura 2.6.1: Comparación de distribuciones de dosis entre la radioterapia conformacional convencional y la de intensidad modulada (IMRT). La figura (a) corresponde a la planificación conformacional convencional o CRT, la (b) corresponde a la de intensidad modulada IMRT.



A diferencia de la técnica conformacional en la que se configuran los campos irregulares en 2D y se emiten los haces con intensidad uniforme, en la IMRT se usan los MLCs para lograr la modulación de la intensidad del haz (Fig. 2.6.1). Cada campo de tratamiento está dividido en zonas muy pequeñas denominadas subcampos conocidos como beamlets o bixels que aportan una cantidad discreta de dosis, por lo tanto, cuando el haz pasa a través de una estructura crítica en su camino hacia el volumen blanco, la dosis a esa zona puede ser reducida, pero cuando el haz se aplica desde una dirección diferente y esa estructura crítica ya no esté en el camino del haz, la dosis puede incrementarse.

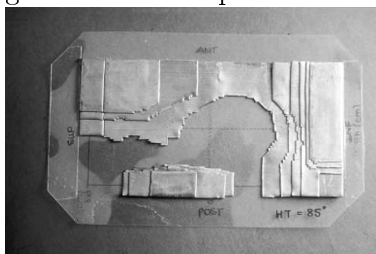
2.6.1. Técnicas de la IMRT

Un enfoque que podríamos considerar el más primitivo para aplicar la técnica de intensidad modulada consiste en una pieza metálica llamada compensador cuyos espesores varían con la posición del haz dentro del campo (Fig.2.6.2). En principio, si se requiere una fluencia $I(x, y)$ y la fluencia no atenuada es I_0 , entonces el espesor d necesario en ese punto está dado por $d = (1/\mu) \ln [I_0/I(x, y)]$ donde μ es el coeficiente de atenuación lineal efectivo apropiado para el espectro del haz y el material del compensador. De acuerdo a esto podemos decir que existen puntos desfavorables para su uso:

- Para cada uno de los campos necesarios en un tratamiento se requiere un compensador individual, lo cual hace que esta técnica sea impráctica dada la cantidad de trabajo que ella requiere.
- Los compensadores deben fijarse en el soporte asignado del acelerador lineal y deben cambiarse en cada uno de los campos que requiere el tratamiento.
- Se debe considerar la divergencia del haz para obtener la distribución correcta de la intensidad.

Sin embargo el uso de estos compensadores ofrece ventajas tales como el hecho de no necesitar los MLC, lo cual implica que no existe transmisión interhojas e intrahojas, además una sustancial disminución en los tiempos de tratamiento. Se deben considerar que la elaboración de dichos compensadores requiere de un equipamiento específico como una máquina fresadora para la fabricación de los moldes, horno para fundir el material del compensador y un software específico para desarrollar el proceso.

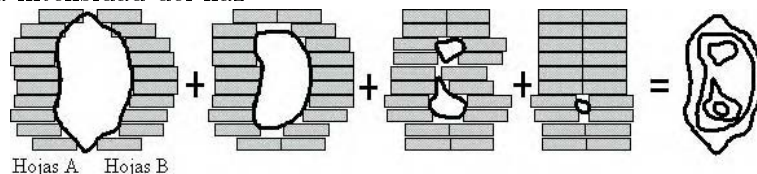
Figura 2.6.2: Fotografía de un compensador de láminas de plomo.



El desarrollo de colimadores multihojas operados por computador (Boyer et al. [5], Galvin et al. [16], Klein et al. [26]) ha logrado la posibilidad de la modulación de la intensidad del haz rayos X para tratamientos. Sistemas de control permiten secuencias en las posiciones de las hojas generadas en función de las unidades monitor entregadas por el acelerador lineal. Los sistemas funcionan en dos amplias categorías: Por un lado, hay un modo de funcionamiento en el que se alternan rápidamente el movimiento de la hoja sin la entrega de radiación y la entrega de radiación con las hojas fijas en posiciones determinadas, así se modula la intensidad

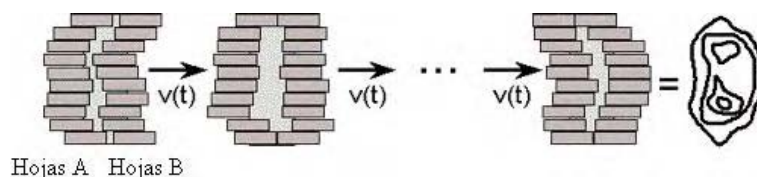
en niveles discretos de intensidad e incrementos espaciales discretos en todo el campo de tratamiento (step and shoot) Fig.2.6.3, Fig.2.6.5(b).

Figura 2.6.3: Principio de los múltiples colimadores estáticos superpuestos (step and shoot) para modular la intensidad del haz



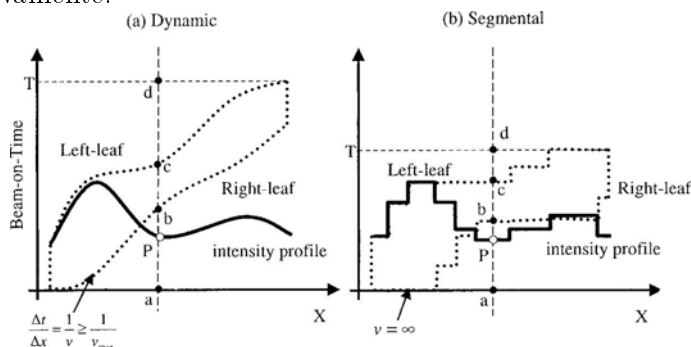
Por otro lado, hay un modo más complejo usando el un movimiento independiente continuo sincronizado de las multihojas (DMLC) con la entrega continua de la dosis (sliding window), En algunos aspectos el DMLC es el límite análogo del método step and shoot porque este se puede aproximar a un movimiento continuo por una secuencia de pasos Fig.3.4.13 y Fig.2.6.5(a).

Figura 2.6.4: Principio del uso de los MLC dinámicos (DMLC) para modular la intensidad del haz



Estas dos técnicas se han utilizado para calcular las secuencias de entrega de IMRT. En la mayoría de los casos, estas secuencias se han generado utilizando los patrones de intensidad obtenidos mediante la planificación inversa como paso previo separado.

Figura 2.6.5: Se muestran los perfiles de intensidad (líneas sólidas). (a) Perfil obtenido con DMLC donde las hojas enfrentadas se mueven con velocidades variables. El movimiento de las hojas se grafica con las líneas punteadas. (b) Perfil obtenido con el método segmentado SMLC, los segmentos “step” y “shoot” se muestran con las líneas punteadas horizontales y verticales, respectivamente.



Los pasos en los procedimientos de IMRT son similares:

- Planificación inversa
- Cálculo de las posiciones o trayectorias de las hojas
- Verificación de la distribución de dosis
- Ejecución del tratamiento

El segundo paso muchas veces está incluido en la planificación inversa y de hecho puede considerarse como una parte de ella.

2.6.2. Planificación Inversa

Generalmente la planificación se realiza usando una modalidad conocida como planificación inversa que consiste en especificar de antemano la distribución deseada en el volumen blanco y en los órganos críticos a partir de histogramas dosis- volumen. Esto es posible admitiendo que es imposible lograr la distribución de dosis ideal, es decir 100 % de dosis al tumor y 0 % de dosis en los tejidos normales. Por lo tanto, la mayoría de los algoritmos de planificación inversa emplean técnicas de optimización que tratan de encontrar el mejor plan de tratamiento posible de acuerdo a los objetivos específicos y restricciones. Se podría pensar que el algoritmo de cálculo resuelva el problema en su forma general, es decir, determinar los valores óptimos de todos los parámetros de tratamiento de acuerdo a los criterios dados. Sin embargo, debido al gran número de parámetros en un tratamiento de radioterapia, este método es poco práctico. Por lo tanto hay que reducir las variables mediante la definición de antemano de ciertos parámetros físicos y geométricos como por ejemplo el número de campos y energía del haz.

Cada campo incidente es discretizado en un mapa de beamlets, entonces en la planificación inversa se determina el mapa de beamlets óptimo o los pesos relativos de cada uno de ellos (Fig.2.6.6).

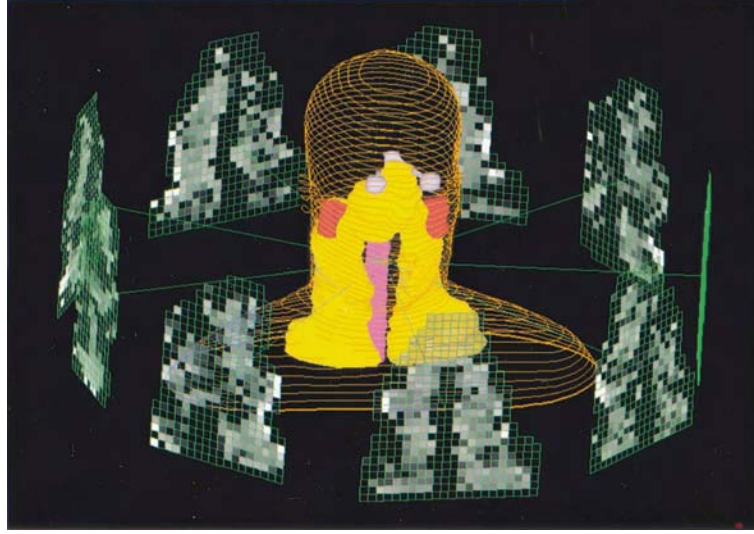
Si la matriz que contiene es todos los pesos de los beamlets es \mathbf{w} y la matriz de dosis calculadas en el paciente es \mathbf{d} , la distribución de dosis es obtenida del producto $\mathbf{d}=\mathbf{D}\mathbf{w}$ donde \mathbf{D} es una matriz que contiene toda la información de dosis fraccional por unidad de peso w . Al escribir la ecuación como una sumatoria, la dosis en el voxel i -ésimo puede ser expresada como:

$$d_i = \sum_{j=1}^M D_{ij} w_j \quad (2.6.1)$$

Aquí j es el índice del beamlet, hay M beamlets en todos haces usados. Una unidad de peso puede ser una unidad de fluencia del haz, fluencia, tiempo de exposición o cualquier cantidad respecto a la cual la matriz \mathbf{D} ha sido normalizada.

Un algoritmo de optimización necesita una función objetivo para medir qué tan lejos está el resultado de la solución deseada. Para el problema de optimización, la función objetivo

Figura 2.6.6: Campos de una planificación IMRT



necesita expresar una desviación global voxel por voxel desde la dosis deseada, incluyendo la importancia para cada una de las desviaciones. La función objetivo incluye una suma ponderada de los cuadrados de las diferencias entre la dosis deseada y la actual. Si definimos una determinada distribución de dosis deseada d_i^{pres} en el voxel i -ésimo la tarea es encontrar una solución d_i en un conjunto de soluciones posibles que sea la misma o que difiera en un mínimo de d_i^{pres} . Hay muchas maneras de lograr que d_i sea una buena representación de la dosis prescrita d_i^{pres} . Una forma usada comúnmente es minimizar la siguiente función cuadrática objetivo o función costo:

$$F = \sum_{i=1}^N s_i (d_i - d_i^{pres})^2 \quad (2.6.2)$$

donde s_i es el factor de importancia para el i -ésimo voxel y la suma es tomada sobre un gran número N voxeles en los que se considera la dosis. La presencia del factor de importancia (un número adimensional simple) permite al usuario asignar mayor valor a determinadas regiones del espacio que en otras. Es claro que no se puede obtener una dosis arbitrariamente alta a un volumen blanco y despreciablemente baja a un órgano sano en riesgo cuando sean colindantes. El factor de importancia permite a quien hace la planificación elegir entre la importancia de obtener la dosis de prescripción tan cerca como sea posible en el volumen blanco, comprometiendo posiblemente los órganos sanos adyacentes, o proteger estos tejidos normales comprometiendo la distribución de dosis en el volumen blanco.

Para cada objetivo (PTV) se debe introducir los criterios de la planificación: dosis máxima, dosis mínima. Para las estructuras críticas se requiere que se limite las dosis deseadas a partir de un histograma dosis - volumen.

Igualmente se debe proporcionar la energía, direcciones de los haces, número de iteraciones,

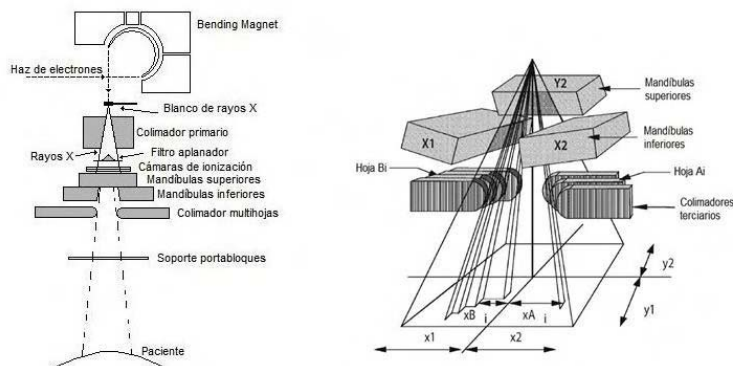
etc., antes de proceder a la optimización de perfiles de intensidad y el cálculo de la distribución de dosis resultante.

Capítulo 3

Sistema de colimación en un Linac

Uno de los problemas que se deben resolver en la práctica de la radioterapia es el de evitar, tanto como sea posible, las dosis en tejidos sanos mientras se administran las dosis prescritas a los volúmenes blanco. Este ha sido un reto desde el nacimiento de la terapia con radiaciones ionizantes y se logra en la medida en que la tecnología del momento lo permite. Los diferentes dispositivos de colimación se presentan a continuación. En la fig. 3.0.1 se muestra un diagrama de la cabeza de un Linac.

Figura 3.0.1: Diagrama del sistema de colimación en un Linac.



3.1. Colimador primario fijo

El colimador primario fijo de apertura cónica se ubica bajo el blanco y por encima del filtro aplanador, ver fig. 3.0.1, tiene como fin evitar las fugas de fotones dispersos en el cabezote. Está fabricado con tungsteno con espesor suficiente para atenuar menos del 0.1 % de la intensidad de rayos X. La apertura de este colimador generalmente es tal que se proyecte un campo de aproximadamente 50cm de diámetro al nivel del isocentro si los colimadores secundarios no estuvieran presentes.

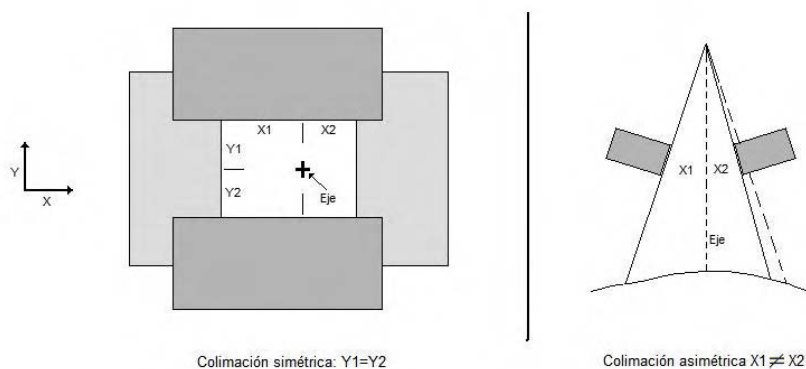
3.2. Colimadores secundarios (mandíbulas)

El sistema de colimación secundaria conocido también como mandíbulas, consiste en dos pares de bloques metálicos fabricados generalmente en aleaciones de plomo o tungsteno con espesores de cerca de 8cm. Con este sistema es posible generar campos rectangulares con lados entre 0 y 40 cm medidos en el nivel del isocentro, además puede rotar alrededor de un eje que debe ser el eje central del haz, ver fig. 3.0.1. El diseño considera que el ángulo en los lados de los bloques coincida con el ángulo de la divergencia del haz, de no ser así los campos tendrían un considerable e inconveniente aumento en la penumbra debido a la transmisión parcial en las mandíbulas.

Para efectos prácticos todos los fabricantes de Linacs consideran en sus sistemas de colimación un campo de luz visible para definir el centro geométrico y lados del campo de radiación, por lo cual es importante que sea ajustada periódicamente la coincidencia de estos campos.

Diseños modernos de los colimadores secundarios incorporan las mandíbulas independientes que permiten generar campos asimétricos, es decir, respecto al eje del haz las distancias a los extremos del campo pueden ser diferentes. Ver fig. 3.2.1

Figura 3.2.1: Diagrama de colimadores asimétricos. Las mandíbulas pueden ajustarse simétrica o asimétricamente respecto a su eje.



3.3. Bloques

Debido al hecho de que las mandíbulas no permiten generar campos con forma irregular, existen maneras de generarlos con el uso de bloques de plomo o aleaciones de manera que generen una colimación adicional con la forma irregular deseada. Estos bloques se colocan bajo el sistema de colimación propio de la máquina, en el lugar diseñado para colocarlos, conocido como bandeja de bloques. El espesor usado para su construcción es tal que permita una atenuación de al menos el 95 % de la intensidad de los rayos X.

La forma más usada consiste en emplear bloques de plomo o aleaciones entre el foco del haz y el paciente en el espacio que tienen todos los diseños de aceleradores lineales estándar debajo de las mandíbulas colimadoras y que permiten obtener atenuaciones menores al 5 %.

3.4. Colimador Multihojas

Los colimadores multihojas (MLCs), corresponden a una tecnología moderna con la que cuentan muchos modelos de Linacs. Al igual que con los bloques, con el uso de los MLC, es posible generar campos irregulares. Aunque en muchos casos los MLC pueden sustituir los bloques, no siempre es posible, de hecho algunos Linacs están diseñados para poder usar tanto MLC como bloques protectores.

Normalmente un sistema MLC consiste en un conjunto de entre 20 y 60 pares de hojas enfrentadas con movimientos longitudinales independientes, cada hoja con su propio motor y controladas por un computador. Cada una de estas hojas puede bloquear alguna fracción del haz de radiación haciendo posible, en principio, cualquier forma irregular de campo. A pesar de la forma escalonada en los bordes de los campos, la mayoría de las formas de campos usados para tratamientos puede ser alcanzada de manera satisfactoria. El sistema de control para los MLC permite cambios rápidos en la forma de los campos, esto es útil para aplicaciones de múltiples campos usados en radioterapia conformacional.

El objetivo es definir el campo de radiación a la forma irregular que proyecta el volumen blanco que nunca tiene la forma rectangular que se obtendría si el campo se define únicamente con las mandíbulas, también introducir la posibilidad de realizar tratamientos modulando la intensidad del haz para lograr una mejor conformación. En muchos tratamientos se requieren de cuatro o más campos, que deben ser modificados colocando los bloques manualmente, por lo cual, la fabricación y manipulación de bloques y otros modificadores del haz generalmente resulta tediosa y en muchos casos inviable sobre todo cuando se trata de bloques de gran tamaño y formas irregulares complejas.

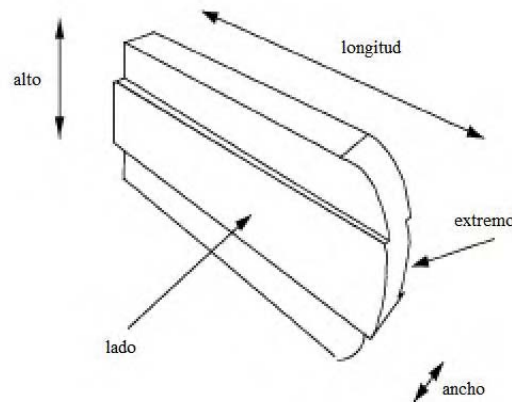
Las diferentes firmas fabricantes de aceleradores lineales han diseñado sus propias versiones de MLC. En la Fig.3.4.5, se presenta un esquema de una hoja de un sistema MLC. El ancho es la menor dimensión de la hoja, perpendicular a la dirección de propagación del haz de rayos X y perpendicular a la dirección de su movimiento; la longitud es la dimensión paralela a la dirección de su movimiento; las superficies en contacto con las hojas adyacentes son los lados de la hoja. La reducción de la intensidad de radiación a través de la altura de la hoja define la transmisión de la hoja. La medida de intensidad a lo largo de la línea de unión entre dos hojas define la transmisión interhojas.

Los diferentes fabricantes tienen cada uno su propio diseño de MLC y su posición con respecto a la cabeza de tratamiento. Básicamente existen tres diseños de MLC:

- Varian: Los aceleradores Varian conservan los dos pares de mandíbulas e incluye los

MLC como un sistema de colimación terciario y además permite el uso de bloques en una bandeja que está bajo los MLC. Este diseño fue pensado para evitar tiempos de inactividad prolongados en caso de un mal funcionamiento del sistema MLC. El tratamiento puede continuar después de la sustitución por bloques individuales fabricados para el caso específico. La principal desventaja de colocar el MLC por debajo de la sistema de las mandíbulas es el mayor volumen agregado en la cabeza disminuyendo el espacio al isocentro. Alejando el MLC de los rayos X, hace necesario aumentar el tamaño de las hojas y una distancia de desplazamiento más larga. La distancia de la parte inferior de éstos al nivel del isocentro es de cerca de 42 cm. Una imagen del sistema MLC Varian Millennium se muestra en la fig. 3.4.2. Existe el sistema Millennium™ 80 con 40 pares de hojas y el sistema Millennium 120 con 60 pares de hojas, ambos instalados bajo el sistema de mandíbulas y por encima del accesorio porta bloques, Fig. 3.0.1, Fig. 3.4.2 y Fig. 3.4.3. El diseño se conoce como mono enfoque, significa que los lados de las hojas permanecen alineados con la divergencia del haz. Para la otra dimensión, es decir el extremo de las hojas, la forma es redondeada para tener en cuenta la divergencia.

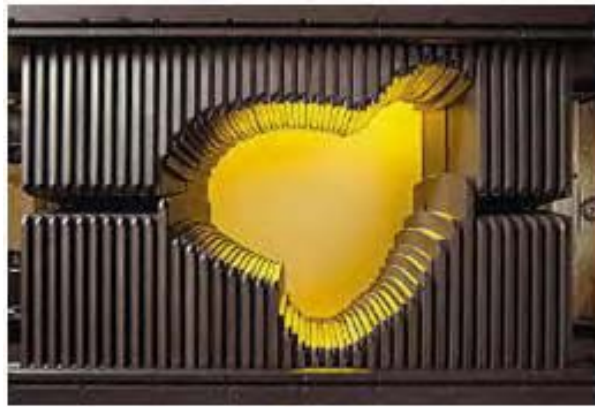
Figura 3.4.1: Esquema de una hoja de forma curva en el extremo de un sistema MLC



- Scanditronix y Siemens: Este sistema conserva la mandíbula convencional superior, mientras que la inferior es reemplazada por las multihojas. Esto permite tener un gran espacio entre el sistema de colimación y el paciente. El MLC emplea un diseño de hojas doblemente enfocado, esto significa que el extremo de la hoja se alinea con la divergencia del haz, al igual que el lado de la hoja. Las hojas se mueven a lo largo de la circunferencia de un círculo centrado en el blanco de rayos X del acelerador lineal, de modo que el extremo del colimador es siempre tangencial al radio del círculo. En el sistema MLC de Siemens cada hoja se puede extender 10 cm a través de la línea central del campo, lo que permite una recorrido máximo de la hoja de 30 cm.
- Elekta: El MLC está ubicado más cerca al blanco que en otros diseños, está instalado encima de los dos pares de mandíbulas. Uno de estos dos pares que es mucho más delgado

que los otros actúa como un diafragma de respaldo al MLC y sustituyen el sistema de colimación estándar. Este diafragma de respaldo situado debajo de las multihojas y por encima de la mandíbula inferior aumenta la atenuación proporcionada por las hojas individuales, se puede alinear junto con las hojas si éstas están dispuestas para formar un borde recto, o bien, ajustarse a la posición de la hoja más externa si adoptan una forma irregular. La desventaja de tener los MLC tan cerca de la fuente de radiación es que el ancho de la hoja debe ser un poco más pequeña y por lo tanto las tolerancias en las dimensiones de las hojas y el recorrido de las mismas debe ser más estricto que en otras configuraciones. Las hojas en este sistema de colimador tiene una distancia total de recorrido de 32.5 cm, lo que significa que puede extenderse 12.5 cm a través de la línea central.

Figura 3.4.2: Colimador multihojas Varian Millenium MLC120



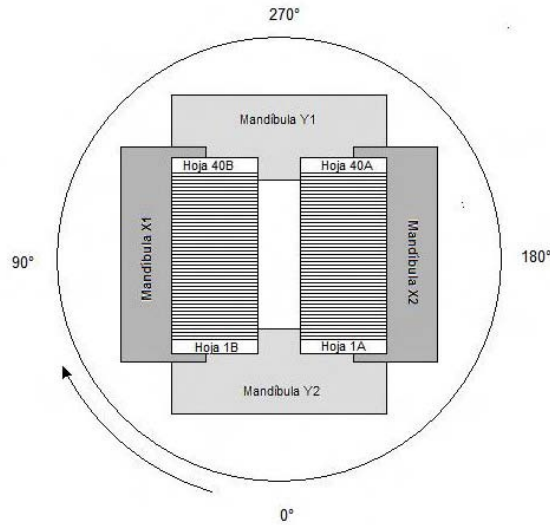
Como se explicó anteriormente, el uso de los MLC para producir campos conformados de una forma irregular combinado con sistema de planificación de tratamientos 3D, se conoce comunmente como radioterapia conformacional tridimensional (3DCRT). Esta técnica de radioterapia actualmente es empleada en prácticamente todos los casos de teleterapia puesto que permite reducir sustancialmente el volumen de tejido sano irradiado.

La alternativa actual al uso de modificadores del haz, como bloques o compensadores, es la inclusión dentro del cabezote del acelerador los colimadores multihojas (MLC) como lo hacen ahora los aceleradores lineales modernos. Cada una de estas hojas puede bloquear alguna fracción del haz de radiación haciendo posible, en principio, cualquier forma irregular de campo (Fig.3.4.2). El uso de MLC, si hay confiabilidad tanto en el software como en el hardware, permite ahorro de tiempo y dinero considerables.

3.4.1. Características Físicas del Sistema Millennium™

En este trabajo se usaron dos tipos de MLC: Los sistemas Varian Millennium 80 y Varian Millennium 120. Las hojas que conforman cada uno de estos sistemas están dispuestas en dos

Figura 3.4.3: Esquema del sistema de colimación típico en un acelerador Varian

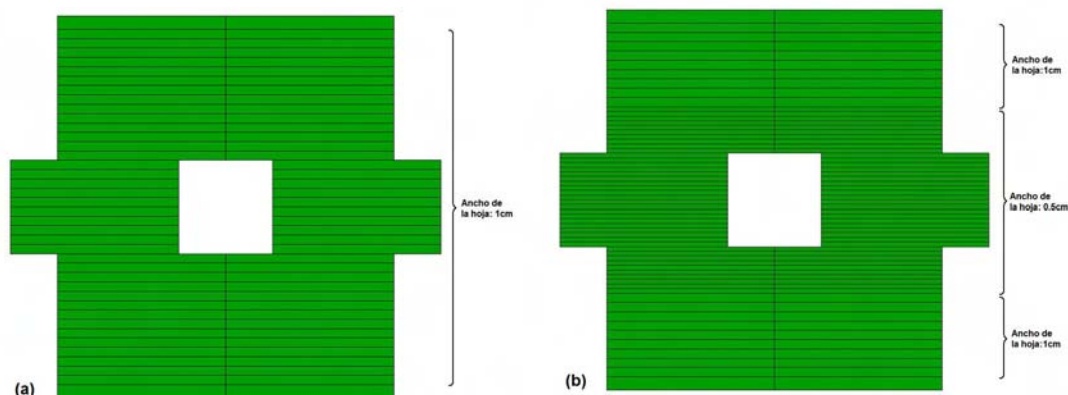


bancos enfrentados con 40 y 60 hojas en cada banco respectivamente, están numeradas como en la fig.3.4.3 para el Millennium 80 y similarmente para el Millennium 120. Están fabricadas de tungsteno y diseñadas para atenuar al menos el 95 % de la intensidad incidente, Chen et al. [8].

Principales características:

- Desplazamiento independiente: Cada una de las hojas tiene movimiento independiente con motor propio controlado por computador.
- Orientación del desplazamiento: El movimiento de las hojas es en la dirección "X" (paralelo al movimiento de las mandíbulas inferiores).
- Retracción máxima: 20.1 cm
- Extensión máxima sobre línea media (Midline overtravel): -20.0 cm
- Amplitud: Diferencia máxima entre la lámina más extendida y la más retraída del mismo banco 15.0 cm
- Máximo tamaño de campo: $40 \times 40 \text{ cm}^2$
- Anchos de hoja: Las hojas proyectan anchos a una distancia de referencia de 100 cm del foco. Para el Millennium 80 las hojas 1 y 40, 1.4cm; las hojas 2 - 39, 1.0 cm. Para el Millennium 120 las hojas 1 y 60, 1.4 cm; las hojas 2 - 10 y 51 - 59, 1.0cm; las hojas 11 - 50, 0.5 cm. (Fig. 3.4.4)
- Altura de la hoja: 60.0 mm (Fig.3.4.5)

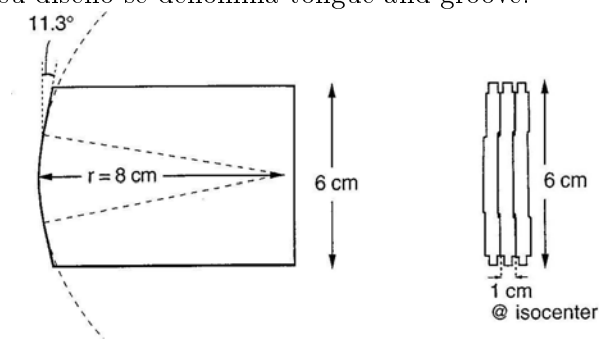
Figura 3.4.4: Esquema de (a) Varian Millennium 80 y (b) Varian Millennium 120



- Radio de curvatura en el extremo: 80.0 mm

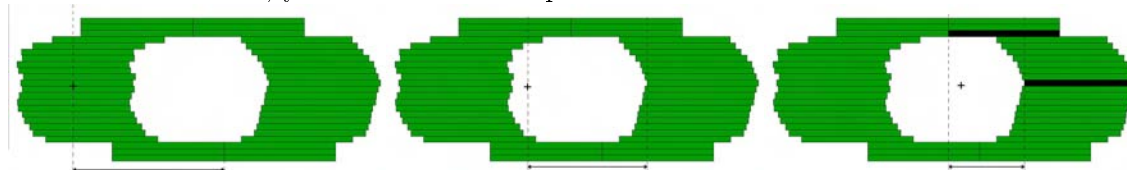
Como se mencionó en la sección anterior, Millennium es un sistema mono enfoque en el que el movimiento rectilíneo de la hoja y su borde redondeado, introducen una dependencia no lineal con el tamaño del campo en la posición de la hoja y asegura que la penumbra permanezca similar para diferentes posiciones del extremo de la hoja respecto al eje del haz, ver Fig. 3.4.5.

Figura 3.4.5: A la izquierda se muestra una vista lateral de una hoja en la que se observa la forma redondeada del extremo, a la derecha una vista de frente donde se observa la forma en sus lados por lo cual su diseño se denomina tongue-and-groove.



En la fig. 3.4.6 y en la tabla 3.4.1 se relacionan los parámetros mecánicos más importantes de los dos sistemas MLC utilizados en este trabajo

Figura 3.4.6: Parámetros mecánicos más importantes de un sistema MLC. En la primera imagen se muestra la distancia máxima sobre la línea central del haz, en la segunda la posición de retracción máxima, y en la tercera la amplitud.



Cuadro 3.4.1: Algunas características de los sistemas MLC

Tipo	No. hojas	Ancho de hoja en isocentro (mm)	Máx campo (cm ²)	Retrac. máx. (cm)	Midline overtr (cm)	Amplitud (cm)
Millennium 80	40×2	Hs. 1 y 40:14 Hs. 2-39:10	40×40	20.1	20	15
Millennium 120	60×2	Hs. 2-10 y 51-59:10 Hs. 11-50:5	40×40	20.1	20	15

3.4.2. Posición respecto al campo luminoso

Los haces de radiación son divergentes tanto en la dirección x (paralela al movimiento de las hojas) como en la dirección y (perpendicular al movimiento de las hojas). Para el sistema MLC Millennium las hojas se desplazan linealmente en un plano perpendicular al eje central del haz. Sin embargo debido a la divergencia del haz, la transmisión de la radiación en el extremo de la hoja varía como una función de la posición de la misma. Para minimizar este efecto cada hoja tiene un extremo redondeado tal que la transmisión en este extremo es aproximadamente la misma independientemente de la posición de la hoja.

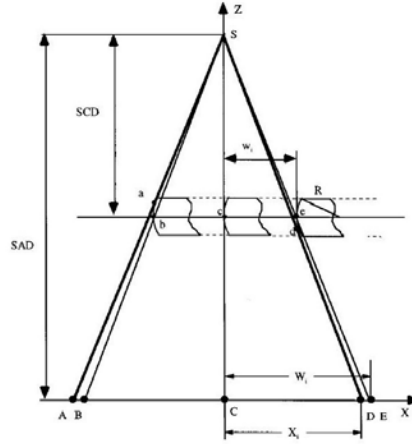
El extremo del campo de radiación se define como la posición en la que la dosis alcanza un valor del 50 % respecto al valor en el eje del haz. En el caso de las hojas con extremo redondeado, ni el campo luminoso ni el campo de radiación coinciden con el campo definido por el extremo de la hoja como sí ocurriría con un colimador doblemente enfocado, Fig.3.4.7. El final de la hoja se muestra con un radio efectivo de curvatura R, este extremo curvo no describe la posición del borde del campo luminoso en SAD, ya que este haz pasa tangencialmente por la curva de la hoja en los puntos a,c y d de las tres posiciones de la hoja mostradas en la figura, proyectando los extremos en A, C y D. El extremo curvo proyecta los puntos B, C y E. Esto significa que el valor nominal del campo que está definido por el extremo redondeado de la hoja, tendrá en los extremos del campo diferencias de A-B y E-D.

De una manera aproximada, la posición del campo luminoso fue derivada de Boyer and Li [4] para obtener:

$$X_i = \frac{W_i \cdot SCD \pm SAD \cdot R \cdot \left(1 - SAD / \sqrt{SAD^2 - W_i^2}\right)}{SCD \pm R \cdot W_i / \sqrt{SAD^2 - W_i^2}} \quad (3.4.1)$$

La relación no lineal entre la luz de campo y la posición de los extremos de las hojas podría llevar a errores importantes en el posicionamiento de las mismas. Afortunadamente esta diferencia se puede corregir usando una ecuación que define esta discrepancia, propuesta por el mismo autor, de manera que en los aceleradores que utilizan sistemas MLC con extremos

Figura 3.4.7: Diagrama que muestra la relación entre el borde de la luz de campo X_i y la proyección del extremo de la hoja W_i para una hoja en diferentes posiciones. C es el isocentro del equipo. Los puntos A, B, C, D y E en la distancia SAD son las proyecciones de los puntos a, b, c, d y e, en la distancia SCD respectivamente.



redondeados utilizan tal relación para hacer la corrección correspondiente y exista coincidencia de la proyección del campo luminoso con las posiciones programadas de las hojas.

3.4.3. Propiedades dosimétricas

Para llevar a cabo tratamientos de IMRT es importante el conocimiento de las propiedades dosimétricas del sistema MLC utilizado ya que el desconocimiento de alguno de estos parámetros podría tener un gran impacto en el momento de administrar la dosis. Se describen algunos de estos efectos.

3.4.3.1. Transmisión

La transmisión en los sistemas MLC ocurre en tres componentes: la transmisión a través de las láminas (atenuación), transmisión entre láminas adyacentes y transmisión entre los extremos de láminas enfrentadas. La transmisión a través de las láminas o atenuación del sistema MLC, depende fundamentalmente del espesor y material de las láminas. Esta es la razón por la cual se usan materiales de alto Z como el tungsteno en la construcción de los colimadores.

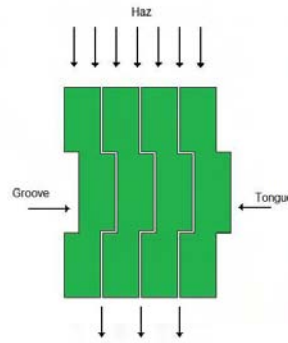
En general, la fracción de intensidad transmitida a través de los colimadores es mas alta en tratamientos de IMRT step and shoot que en tratamientos convencionales puesto que se usan un número mayor de campos para lograr la distribución de dosis óptima.

3.4.3.2. Fuga interhojas

Con el objeto de evitar la fricción entre las hojas, existe una separación entre ellas de cerca de 0.1 mm. esta separación o gap es la causa de la radiación de fuga interhojas que, en lo

posible, debe minimizarse a un valor por debajo del 4%. Aunque esta radiación de fuga no puede evitarse completamente, es posible disminuirla utilizando algunos diseños especiales, particularmente para los MLC Millennium, cada hoja tiene una forma conocida como el diseño tongue and groove. Fig.3.4.8

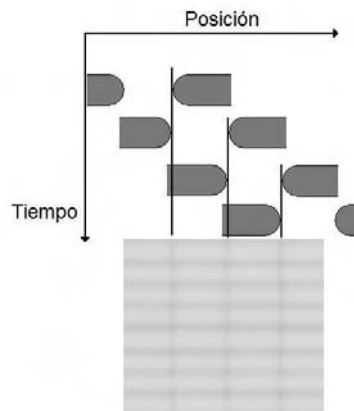
Figura 3.4.8: Diagrama del diseño tongue and groove



3.4.3.3. Efecto Matchline

Este efecto se presenta debido a la forma curva en los extremos de las multihojas. Se presenta una transmisión extra de la intensidad incidente en la zona donde se unen los extremos opuestos de las multihojas. Esto tiene importancia cuando se usan varios campos o segmentos como ocurre en la técnica de step and shoot, creando líneas de altas dosis entre segmentos adyacentes conocidas como *matchlines*. Una descripción gráfica del efecto se muestra en la fig.3.4.9. En la película mostrada aparecen las líneas producidas cuando se desplazan los bancos en segmentos sucesivos.

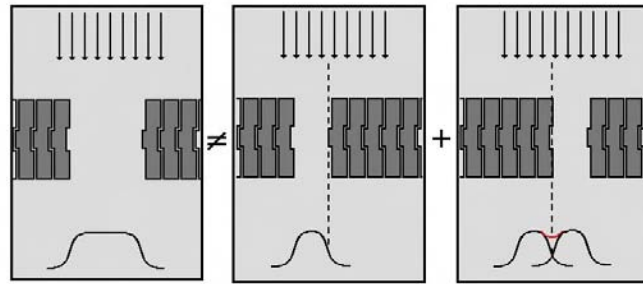
Figura 3.4.9: Esquema que muestra el efecto de matchlines debido a la forma redondeada en los extremos de las multihojas. Las matchlines son las líneas verticales oscuras en la película.



3.4.3.4. Efecto Tongue and Groove

Como se mencionó en el apartado 3.4.3.2, el sistema MLC tiene un diseño tal que la transmisión entre las hojas disminuye pero justamente por ese diseño se presenta el efecto conocido como Tongue and Groove por su forma particular como se ilustra en la fig.3.4.8. La idea que fue introducida para reducir la fuga de radiación entre dos hojas adyacentes genera una subdosificación que es debida al diseño de éstas cuando se utilizan campos con segmentos adyacentes por la parte lateral de las láminas como se ilustra en la fig.3.4.10. En otras palabras, la suma de las fluencias de los dos segmentos no es igual a la fluencia del campo total abierto, se obtiene una línea de subdosificación puesto que esa pequeña región siempre está cubierta ya sea por el *tongue* o por el *groove*, nunca recibe la fluencia completamente.

Figura 3.4.10: El efecto Tongue and Groove es causado por el diseño de las hojas para disminuir la fuga entre hojas.



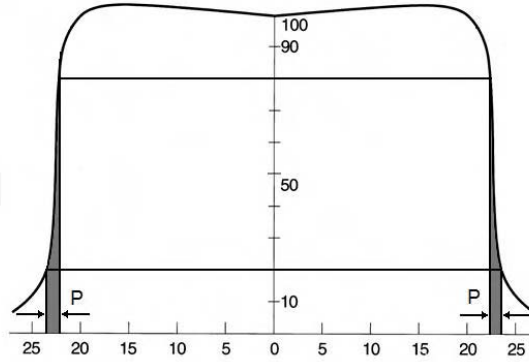
3.4.3.5. Penumbra

La penumbra en un haz de radiación es la región del extremo de este haz en la que la dosis cambia rápidamente como una función de la distancia. Está definida como la distancia lateral que hay entre el punto que recibe una dosis del 80 % y el punto que recibe una dosis del 20 % respecto a la dosis en el eje de este haz (Fig. 3.4.11). Es la suma de dos contribuciones: la predominante que es la penumbra geométrica, y la transmisión a través de las hojas.

La penumbra geométrica se presenta por el carácter finito del área en el cual el haz de electrones incide sobre el blanco de tungsteno, es decir que el llamado punto focal tiene una extensión. En consecuencia, la proyección de este punto focal a un plano perpendicular al eje del haz hace que se presente una ligera borrosidad en el extremo del campo. El valor de la penumbra depende de la energía del haz y de la profundidad en que se analice el campo. En el sistema MLC la penumbra lateral y transversal dependen principalmente de la distancia fuente - colimador, del tamaño del punto focal y del diseño del extremo y los lados de las hojas.

Por otra parte, un campo definido por un sistema MLC generalmente tiene un borde escalonado. En este caso las isodosis generadas en este campo permite determinar la penumbra al medir la distancia entre las líneas de isodosis del 20 % y el 80 %.

Figura 3.4.11: El concepto de penumbra (P) en un campo de radiación



3.4.3.6. Precisión y Reproducibilidad

Es de suma importancia tener gran precisión y reproducibilidad en las posiciones de las hojas para garantizar un buen tratamiento. La precisión es un concepto que indica qué tan cerca están los extremos de las hojas respecto a las posiciones programadas. La reproducibilidad es la medida de qué tan exactamente se logra la misma posición independientemente del número de veces programadas. Estas características técnicas están determinadas principalmente por las capacidades del hardware y software utilizados.

3.4.3.7. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD)

El porcentaje de dosis en profundidad es un cociente, expresado en porcentaje, entre la medida de la dosis absorbida en una profundidad d de un medio, como un paciente o un phantom, y la dosis absorbida a una profundidad de referencia d_0 a lo largo del eje central del haz. La profundidad de referencia usualmente es la profundidad para la cual la dosis es máxima. Funcionalmente depende de la profundidad de referencia, tamaño del campo en la superficie del medio, distancia al punto focal y energía del haz.

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (3.4.2)$$

3.4.3.8. Factor de dispersión total o factor de salida ($S_{c,p}$)

Este factor está definido como la dosis en agua para un tamaño de campo A a una profundidad de referencia relativa a la dosis medida en el mismo punto con un tamaño de campo de referencia A_{ref} , generalmente $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Los valores de las dosis se deben obtener con el mismo número de unidades monitor M en un phantom de agua suficientemente grande con el detector en el isocentro y a la profundidad de referencia

$$S_{c,p}(A) = \frac{D_P(A)/M}{D_P(A_{ref})/M} \quad (3.4.3)$$

donde $D_P(A)$ es la dosis en un punto con profundidad P medida para un campo de tamaño A , $D_P(A_{ref})$ es la tasa de dosis medida en el mismo punto para un campo de 10×10 cm², y M es el número de unidades monitor en la unidad de tratamiento.

El uso de un phantom de agua grande asegura el equilibrio electrónico lateral para todos los campos. La profundidad de medida en el phantom debe ser de al menos 10 cm para asegurar una completa retrodispersión.

Este es un factor de dispersión total puesto que se involucra la dosis por radiación primaria que está determinada por la fluencia de fotones del haz primario efectivo y por eso hay dependencia con el tamaño del campo, además la dosis por dispersión que es proporcional a la apertura del colimador y al área del phantom irradiado.

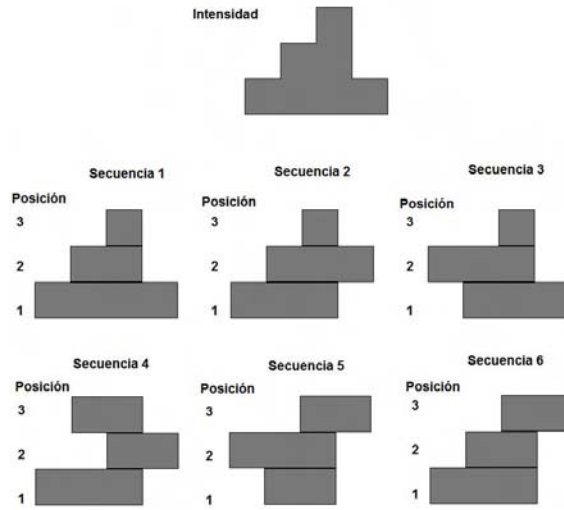
3.4.4. MLC como modulador de intensidad

El sistema de colimador multihojas tiene como utilidad generar campos estáticos de forma irregular para aplicar la radioterapia convencional conformacional sino también para modular la intensidad de los campos a ser aplicados. En este trabajo mencionaremos el sistema de modulación a partir de campos estáticos multisegmentados y modulación dinámica.

3.4.4.1. Modulación con campos multisegmentados (Step and Shoot)

El método consiste en el uso de múltiples campos, cada uno de ellos dividido en un conjunto de subcampos con nivel de intensidad uniforme. Estos subcampos son creados por el sistema de planificación (TPS). Mientras las hojas se mueven para generar el subcampo siguiente, la intensidad de radiación cesa. El compuesto de la dosis total administrada por todos estos subcampos crea un campo de intensidad modulada tal como se ha planeado en el TPS. Galvin et al. [17] y Bortfeld et al. [3] independientemente idearon métodos para el uso de los MLC estáticos y lograr con éstos modulación de fluencias. Con los MLC estáticos, la velocidad de las hojas se supone infinita, esto es, tiempo cero para que una hoja pase de un punto a otro. El método se ilustra en la fig. 3.4.12 para una modulación de intensidad unidimensional en la que un par de hojas tiene un número de posiciones estáticas, la radiación de cada uno así definido se entrega en intervalos discretos de fluencia. En este ejemplo tres campos han sido dispuestos para generar el perfil de intensidad. Se ha demostrado que cualquier perfil con un máximo único que requiere N posiciones de las hojas puede ser creado por $N!$ secuencias únicas. En el caso ilustrado en la fig. 3.4.12, hay $N! = 3! = 6$ secuencias únicas. El orden en que se establecen estas secuencias no se consideran en éste caso. Si se tiene en cuenta todas las permutaciones de los casos en que las posiciones se fijan, habrá $(N!)^2$ posibles secuencias.

Figura 3.4.12: Se muestran seis diferentes secuencias cada una con tres posiciones de un par de hojas enfrentadas. Estas crean el mismo perfil de intensidad señalado en la parte superior.



La modulación de la intensidad de dos dimensiones se realiza como una combinación de varios subcampos de diferentes tamaños y formas creadas por todos los MLC.

3.4.4.2. Modo dinámico (Sliding Window)

En esta técnica, la velocidad de cada hoja varía, con el fin de modular la fluencia que debe ser entregada. En los pares de hojas que están enfrentadas, estas se desplazan independientemente y unidireccionalmente, cada una con una velocidad en función del tiempo. Debido a que la separación entre hojas puede variar, la entrega de intensidad también puede ser variable en los diferentes puntos de la región de interés.

El movimiento de las hojas está bajo el control de un computador que también hace monitoreo de las posiciones de las hojas.

El principio básico de la colimación dinámica está ilustrado en la figura 3.4.13. Un par de hojas definen una apertura, digamos que la hoja izquierda se desplaza con velocidad V_L y que la de la derecha con velocidad V_R .

El haz modulado 2D es creado por un conjunto de haces modulados 1D, cada uno creado por un par de hojas. Entonces si nos referimos a este par, la intensidad primaria en x está dada por:

$$I(x) = t_L(x) - t_R(x) \quad (3.4.4)$$

donde $t_L(x)$ es el tiempo en que la hoja izquierda llega a la posición x y $t_R(x)$ es el tiempo en que la hoja derecha llega a x . Aquí la intensidad y el tiempo están en las mismas unidades

ya que hay proporcionalidad por un factor de salida en la máquina.

Diferenciando la ec.3.4.4,

$$\frac{dI(x)}{dx} = \frac{1}{V_L(x)} - \frac{1}{V_R(x)} \quad (3.4.5)$$

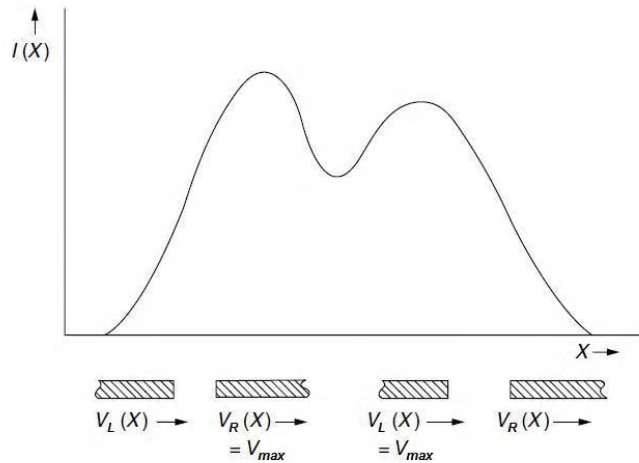
Para minimizar el tiempo total de tratamiento, la solución óptima es mover la más rápida de las hojas a la máxima velocidad V_{max} y modular la intensidad con la hoja más lenta. Si el gradiente del perfil $dI(x)/dx$ es cero, de acuerdo a la ecuación 3.4.5, las dos velocidades deberán ser iguales y con un valor de V_{max} . Si el gradiente es positivo la velocidad de la hoja derecha es mas alta que la de la hoja izquierda y llevada a un valor de V_{max} . Si el gradiente es negativo entonces la velocidad de la hoja izquierda se ajusta a V_{max} . Una vez la velocidad de la hoja mas rápida es ajustada a V_{max} , la velocidad de la hoja más lenta puede determinarse a partir de la ecuación 3.4.5, esto es:

$$\left. \begin{array}{l} V_R(x) = V_{max} \\ V_L(x) = \frac{V_{max}}{1 + V_{max}(dI(x)/dx)} \end{array} \right\} \text{cuando } \frac{dI(x)}{dx} \geq 0 \quad (3.4.6)$$

y

$$\left. \begin{array}{l} V_L(x) = V_{max} \\ V_R(x) = \frac{V_{max}}{1 - V_{max}(dI(x)/dx)} \end{array} \right\} \text{cuando } \frac{dI(x)}{dx} < 0 \quad (3.4.7)$$

Figura 3.4.13: Diagrama que muestra el movimiento de las MLC para obtener un perfil de intensidad modulada. Cuando el gradiente dI/dx es positivo, la hoja R deberá moverse a velocidad máxima; cuando este gradiente es negativo, la hoja L deberá moverse a velocidad máxima.



Este algoritmo fue descubierto y publicado simultaneamente por tres grupos independientes (Spirou and Chui [33], Svensson et al. [35], Stein et al. [34]). Sin embargo estas relaciones se conocen como relaciones de Stein.

Capítulo 4

Materiales y Métodos

4.1. Materiales

4.1.1. Aceleradores Lineales

En la sección 2.2 se hace una descripción básica del principio de un acelerador lineal para uso clínico. En este trabajo se utilizaron los siguientes aceleradores:

Un acelerador Varian Clinac 2100CD de la firma Varian Oncology Systems, Palo Alto CA. con energías de fotones de 6 MV y 18 MV con sistema MLC Millenium 80. Este equipo está diseñado con una distancia foco - isocentro de 100 cm, distancia foco - mandíbulas de 28 cm y 36.7 cm, distancia foco - MLC de 50.9 cm, tamaños de campo hasta 40 cm x 40 cm

Un acelerador Varian Clinac iX de la firma Varian Oncology Systems, Palo Alto CA. con energías de fotones de 6 MV y 18 MV con sistema MLC Millenium 120. Para este equipo, la distancia foco - isocentro de 100 cm, distancia foco - mandíbulas de 28 cm y 36.7 cm, distancia foco - MLC de 50.9 cm, tamaños de campo hasta 40 cm x 40 cm, si se definen con colimadores convencionales o mandíbulas.

Los valores que caracterizan las energías de los haces de fotones generados por estos equipos están definidos con lo que se denomina calidad del haz ($TPR_{20,10}$), IAEA [21], ver tabla 4.1.1.

Cuadro 4.1.1: Calidad del haz según la energía nominal en cada uno de los equipos utilizados.

Equipo	6 MV	18 MV
	$TPR_{20,10}$	$TPR_{20,10}$
Clinac 2100 C/D	0.670	0.783
Clinac iX	0.667	0.783

4.1.2. Sistemas MLC

Los sistemas MLC utilizados en este trabajo se han descrito en secciones anteriores. Los dos sistemas construidos por Varian Medical Systems, Inc. son:

- Sistema Millennium 80, asociado al acelerador Clinac 2100CD.
- Sistema Millennium 120, asociado al acelerador Clinac iX

4.1.3. Sistema de Planeación de tratamientos ECLIPSE

El INC cuenta con un sistema de dosimetría clínica o de planificación de tratamientos llamado Varian Eclipse Treatment Planning System Versión 8.0 de la firma Varian Medical Systems, que brinda la posibilidad de obtener los valores de dosis dentro del volumen en el cual inciden los campos para el tratamiento para las diferentes geometrías y accesorios posibles (número de campos, ángulos de incidencia, angulación de colimador, bloques protectores, MLC, cuñas, bolus). El sistema combina imágenes obtenidas de un scanner de TAC o imágenes generadas a partir de ellas con los métodos de cálculo de dosis en un PC con sistema Windows®. El sistema Eclipse está integrado con otros sistemas como los aceleradores lineales incluyendo su sistema de colimación multihojas utilizando una red interna.

Tiene la capacidad de planificación de tratamientos en radioterapia conformacional 3D (3DCRT) y en técnicas complejas como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT).

4.1.4. Sistema MLC Shaper

El sistema MLC Shaper version 6.3 es un software basado en Microsoft Windows creado por la firma Varian Medical Systems, Inc., utilizado para crear formas de campos con los MLC de manera directa o digitalizando campos a partir de una imagen radiográfica utilizando una mesa digitalizadora.

Este software permite visualizar la representación del sistema MLC que se quiere utilizar y modificar la posición de cada hoja.

También se pueden crear campos dinámicos definiendo el rango de desplazamiento para cada una de las hojas y a su vez la fracción de dosis completa que se suministrará en este recorrido, con lo cual cada hoja puede moverse a una velocidad diferente logrando una intensidad resultante irregular.

4.1.5. Sistema de dosimetría relativa 3D

Para las diversas mediciones de dosis se utilizan materiales que aproximen las características de los tejidos del cuerpo humano. Un phantom es un volumen de material o materiales que sustituyen los tejidos del cuerpo humano, en algunos casos tienen formas especiales según el propósito para el cual han sido diseñados.

Un material usado en un phantom debe tener propiedades similares a las de los tejidos, las más importantes son: el poder de frenado (stopping power), el coeficiente de atenuación másico, la densidad electrónica y la densidad física.

El agua es un material usado muchas veces en dosimetría, generalmente en tanques de agua. En este trabajo se utilizó un sistema de dosimetría relativa marca Scanditronix Wellhöfer conformado por:

Un phantom de agua (Blue Phantom) con paredes de acrílico cuyo volumen interno de es de $48 \times 48 \times 41 \text{ cm}^3$, ver Fig.4.1.1, con sistema de posicionamiento de cámara controlado por el software Omni Pro Accept Versión 6.2A capaz de colocar la cámara de manera precisa en cualquier punto del tanque y hacer barridos de manera vertical y sobre planos perpendiculares al haz de radiación en cualquier profundidad.

Debido a que la salida en un acelerador lineal puede variar con el tiempo, se utiliza una cámara de ionización de referencia de manera estacionaria para evitar cambios en la forma de las curvas debido a posibles fluctuaciones en la salida del haz.

Todo este sistema es diseñado para la obtención de curvas PDD y perfiles de dosis en direcciones perpendiculares al haz usando cámaras de ionización cilíndricas tipo Scanditronix Wellhöfer CC13 de 0.13 cm^3 .

El software Omni Pro Accept es usado para controlar los movimientos de la cámara, analizar, procesar y almacenar las curvas obtenidas.

Todo este sistema se utilizó para las medidas de penumbras y porcentaje de dosis en profundidad.

Figura 4.1.1: Sistema de dosimetría relativa



4.1.6. Phantom de agua sólida

El material conocido comercialmente como “agua sólida” es alternativo al uso de agua ya que tiene una densidad electrónica equivalente, la transmisión de rayos X a través de los dos materiales es similar y la densidad física es un poco mayor que la del agua.

El phantom de agua sólida utilizado en este trabajo fue construido de RMI -457 (Gam-mex RMI Wisconsin, USA), material compuesto en pesos por: carbono (67.22 %), oxígeno (19.84 %), hidrógeno (8.09 %), nitrógeno (2.40 %), calcio (2.32 %) y cloro (0.13 %). Tiene una densidad de 1.03 g/cm^3 y un número atómico efectivo Z de 5.96.

El material viene en presentación de láminas de $30 \times 30 \text{ cm}^2$ y espesores de 0.2 a 5.0 cm, ver Fig.4.1.2. Algunas de éstas láminas tienen la cavidad especial para alojar allí la cámara de ionización cilíndrica.

El uso de láminas de agua sólida resulta muy útil cuando se trata de realizar medidas usando películas radiográficas las cuales no se pueden sumergir en agua.

Figura 4.1.2: Láminas de material conocido como Agua Sólida para uso como phantom



4.1.7. Películas radiográficas

4.1.7.1. Películas Kodak X-Omat V

La película radiográfica Kodak X Omat V (Eastman Kodak Company, New York, USA) conocida comunmente como película XV es muy utilizada en radioterapia. Está diseñada para ser irradiada con dosis en el rango de 0 a 100 cGy, se satura con una dosis cercana a los 200 cGy. De acuerdo a el Khatib et al. [12], esta película contiene una capa de 15 a 20 μm de espesor de emulsión gelatinosa de granos de bromuro de plata (AgBr) en un contenido de 30 % a 40 % en peso.

Esta película tiene como limitación una relativa corta región dosis - respuesta de cerca de 80 cGy. Por otra parte, de acuerdo a Olch [31], presenta sobreestimación de dosis en profundidad para dosimetría de fotones, especialmente a profundidades de mas de 10 cm y campos mayores a $7 \text{ cm} \times 7 \text{ cm}$. Esto debido a que el contenido de plata en la película causa un incremento en las interacciones fotoeléctricas para los fotones dispersos de baja energía en la película.

Las X Omat V están diseñadas para verificación de posicionamiento de pacientes y campos de radiación mas no es recomendada para medición de dosis, aunque pueden usarse para hacer estimaciones de la misma.

4.1.7.2. Películas Kodak EDR2

La película radiográfica Kodak EDR2 (Eastman Kodak Company, New York, USA) es relativamente nueva, pues fue lanzada en el año 2001. Comparándola con la XV, el tamaño de

los granos de AgBr son de una décima parte y el contenido de plata es de la mitad, además están distribuidos de manera más uniforme, lo que la hace más sensible y con menos ruido en las lecturas.

Dogan et al. [11] reporta que esta película tiene menos dependencia con la energía, tamaños de campo y con la profundidad que la XV.

Está diseñada para aplicaciones oncológicas, es excelente para realizar dosimetría relativa y, con una adecuada calibración, dosimetría absoluta. Su rango de respuesta es amplio, desde 25 a 400 cGy con una dosis de saturación de 700 cGy.

Todas las películas fueron reveladas en el procesador Kodak M35 X-Omat, el cual se utilizó con las recomendaciones de fábrica.

4.1.8. Cámaras de ionización

Estas cámaras de forma cilíndrica de amplio uso en dosimetría de radiaciones de altas energías, están constituidas por una pared recubierta de una capa de material conductor todo esto rodeando un pequeño volumen de aire, se aplica un voltaje entre éste electrodo y un electrodo central de manera que los iones generados por la radiación son colectados por los electrodos. El electrodo central conectado a un electrómetro permite obtener el valor de carga, la corriente o con los debidos factores de calibración, la dosis o tasa de dosis en el punto donde se encuentra el punto efectivo de medida.

Se utilizaron cámaras de ionización FC65-G y CC13 (Scanditronix Wellhofer), ver Fig.4.1.3. La primera, conocida también como IC 70, utilizada principalmente para hacer dosimetría absoluta es de modelo Farmer con un volumen de la cavidad de aire de 0.67 cm^3 , longitud de la cavidad de 23.0 mm, radio de la cavidad de 3.1 mm, el espesor de la pared es de 0.068 g/cm^2 de grafito y el electrodo central de aluminio. La cámara CC13, conocida también como IC 15, usada para la realización de dosimetría relativa tiene un volumen en la cavidad de aire de 0.13 cm^3 , longitud de la cavidad de 5.8 mm, radio de la cavidad de 3.0 mm, el espesor de la pared es de 0.068 g/cm^2 de grafito y el electrodo central de C-552 ¹

4.1.9. Electrómetro

Se utilizó un electrómetro PTW UNIDOS E, ver Fig.4.1.4. El electrómetro es un dispositivo que amplifica y mide las corrientes y cargas colectadas en la cámara de ionización.

El dispositivo usado trabaja con voltajes de colección entre 0 V y 400 V en incrementos de 50 V con polaridad positiva o negativa. Presenta lecturas en carga, corriente, exposición, dosis y tasas de exposición y dosis en unidades de nC, nA, R, Gy, R/min, Gy/min.

¹Material equivalente a aire que lo hace apropiado para la medición de dosis. Tiene una densidad de 1.760 g/cm^3 .

Figura 4.1.3: Cámaras de ionización FC 65 y CC13



Figura 4.1.4: Electrómetro PTW Unidos E



4.1.10. Sistema RIT

El sistema RIT 113 Version 5.1 (Radiological Imaging Technology, Inc., Colorado Springs), RIT [32], es un software para el análisis de imágenes por películas radiográficas, lo cual resulta útil para el control de calidad tanto en técnicas convencionales como IMRT.

4.1.11. Digitalizador de películas

Se utilizó el digitalizador de películas VXR-16 DosimetryPRO™ (VIDAR Systems Corporation, Hendon, VA, USA) es un scanner diseñado especialmente para digitalizar películas radiográficas con alta calidad en aplicaciones médicas, ver Fig.4.1.5. Captura imágenes en escala de grises de 16 bit, tiene una resolución espacial de hasta 285 DPI y un rango de densidades ópticas de 0 a 3.65. Este equipo trabaja junto al sistema RIT.

4.2. Métodos

4.2.1. Uso de película radiográfica

De los elementos utilizados en el desarrollo de este trabajo, las películas radiográficas jugaron un papel muy importante. Para las pruebas cualitativas se emplearon las Kodak X-Omat V por lo cual no fueron calibradas.

Figura 4.1.5: Scanner VIDAR



Las películas Kodak EDR2 se emplearon en las pruebas en las que se debía cuantificar dosis o analizar comportamientos dosimétricos.

La calibración de éstas se llevó a cabo exponiéndolas a valores de dosis en el rango de 0 a 450 cGy (en este rango hay muy buena linealidad entre la dosis y la densidad óptica) en un phantom de agua sólida con un espesor de 5 cm por encima para lograr recombinación de electrones y 15 cm por debajo para lograr retrodispersión con el mismo material. Para garantizar la dosis recibida por las películas (previo a la irradiación de éstas) se midió la tasa de dosis con una cámara de ionización cilíndrica (FC65-G) en la misma profundidad y demás parámetros geométricos con los que se irradiarían las películas, esto es: distancia fuente detector 100 cm, tamaño de campo en la posición del detector 10 cm x 10 cm. De acuerdo a la tasa de dosis medida con la cámara de ionización se determinaron los tiempos de irradiación para lograr los valores de dosis deseados a las películas y lograr así construir las curvas de calibración.

El método de revelado es muy importante ya que las condiciones de trabajo del equipo procesador pueden afectar significativamente los resultados de las medidas. Teniendo en cuenta esto, la metodología en el revelado de las placas se desarrolló conforme a las recomendaciones de la casa fabricante del procesador Kodak M35 X-Omat (Kodak [27]).

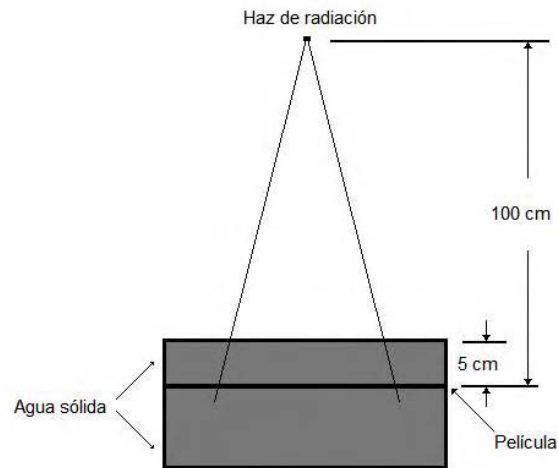
Por otra parte, para analizar las penumbras en un campo de radiación es preciso contar con un detector con la capacidad de medir en regiones de alto gradiente de dosis y a su vez que sea independiente de la energía ya que el espectro puede cambiar de manera importante en la región de penumbra. La película radiográfica tiene la ventaja de tener alta resolución y puede ser escaneada con un buen densitómetro. Según Zhu et al. [36] las películas Kodak EDR2 son aptas para medidas de perfiles en sistemas MLC.

4.2.1.1. Calibración de las películas radiográficas

La calibración de las películas Kodak EDR se realizó construyendo curvas de calibración luego de ser irradiadas con dosis conocidas de acuerdo a la geometría de su disposición. De

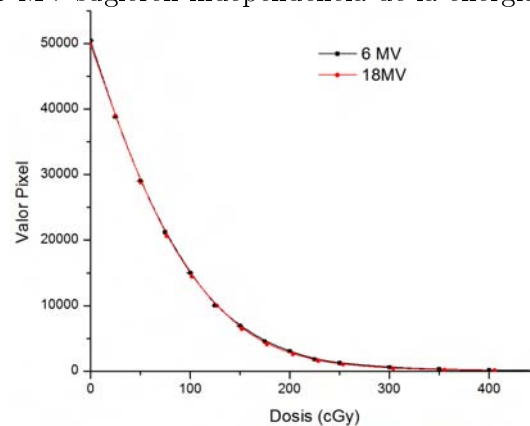
la misma manera se construyeron las curvas para las energías de 6 MV y 18 MV dentro de láminas formando un phantom de agua sólida. La distancia fuente película fue de 100 cm, la profundidad de 5 cm, el campo de irradiación fue de 10 cm \times 10 cm medido a 100 cm de la fuente tal como se muestra en la figura 4.2.1.

Figura 4.2.1: Disposición geométrica para la irradiación de las películas Kodak EDR2 utilizadas para construir las curvas de calibración.



El sistema RIT y el digitador de películas descritos en las secciones 4.1.10 y 4.1.11 se utilizaron para la digitalización de las películas y construir curvas de calibración en términos de Valor pixel vs dosis. Tal como se muestra en la fig. 4.2.2, el resultado deja ver que para esta película no tenemos dependencia de la energía, por lo menos para los espectros de energías de 6 MV y 18 MV producidos por nuestros aceleradores lineales.

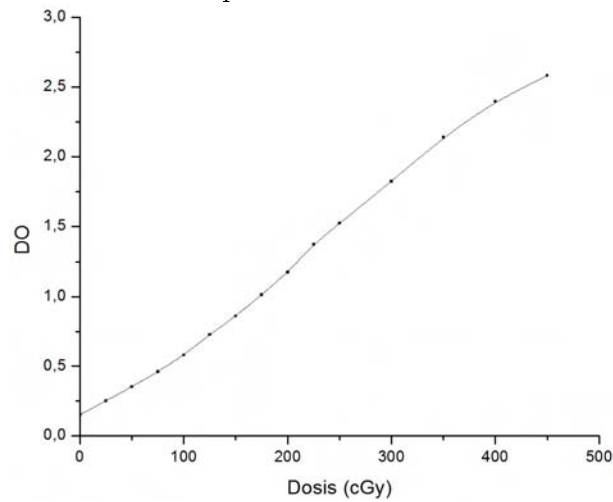
Figura 4.2.2: Curvas de calibración de películas Kodak EDR2. Las curvas correspondientes a las energías de 6 MV y 18 MV sugieren independencia de la energía en su respuesta.



De esta manera se obtuvo una curva de densidad óptica vs dosis; se trabajó en el rango de 0 cGy a 450 cGy ya que en este hay un comportamiento aproximadamente lineal tal como se

muestra en la figura 4.2.3.

Figura 4.2.3: Curva de calibración de películas Kodak EDR2 de densidad óptica vs dosis.



4.2.2. Pruebas mecánicas para el sistema MLC

4.2.2.1. Estabilidad y reproducibilidad

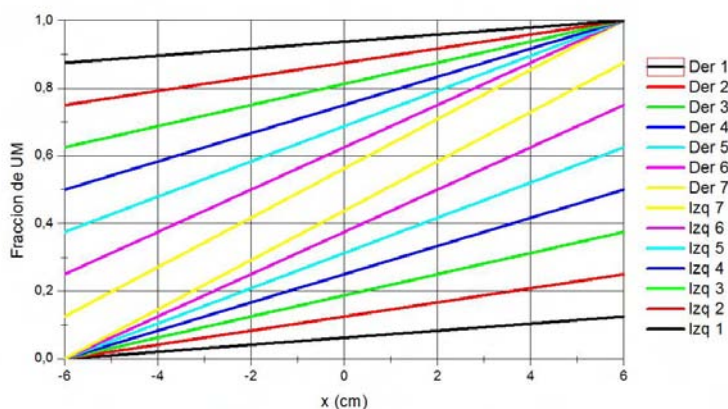
Para determinar las posiciones se utilizaron películas radiográficas colocadas perpendicularmente al eje central del haz y a una distancia de la fuente de 100 cm. Para lograr recombinación se colocaron siempre bajo un espesor de 5 cm de agua sólida y 15 cm por debajo para la retrodispersión usando el mismo material. Estas películas se irradiaron con energía de 6 MV.

Se utilizó el método propuesto por el TG 50 (Boyer et al. [6]) en el que una película radiográfica es expuesta con 8 campos adyacentes de dimensiones 5 cm x 40 cm definidas por los MLC y con las “match-line” en intervalos de 5 cm del eje central del haz. Estas líneas deben tener aproximadamente igual intensidad. La tolerancia en la posición es de 1 mm, por lo cual, si las match-lines están fuera de este límite significará que las posiciones en los MLC no están operando apropiadamente. Esta prueba también es conocida como picket fence fue realizada para ángulos en el gantry de 0°, 90°, 180° y 270° para analizar la influencia de la gravedad, por lo cual la angulación del colimador fue tal que la dirección de las hojas fuera paralela u ortogonal a la dirección de la gravedad. De la misma manera, la prueba de garden fence que consiste en generar, con las multihojas, una secuencia de bandas de 2 mm de ancho, separadas por una distancia de 2cm. De esta manera se puede verificar la estabilidad y calibración de posición de las láminas en forma cualitativa pues se pueden detectar discrepancias de aproximadamente 0.5 mm

4.2.2.2. Estabilidad en la velocidad de las hojas

La estabilidad en la velocidad de las hojas se determina usando una patrón de movimientos generado a partir del sistema Shaper que requiere que cada grupo de MLC opuestos se mueva con velocidades constantes diferentes, de tal manera que se generen perfiles de intensidad homogénea bien definida. La velocidad de cada uno de los pares enfrentados se esquematiza en la fig.4.2.4. La estabilidad de diferentes niveles de velocidad fue analizada. Existen problemas

Figura 4.2.4: Velocidades de siete pares de hojas enfrentados que deben generar perfiles uniformes



en la uniformidad de la velocidad si los perfiles no presentan un comportamiento homogéneo.

4.2.2.3. Sensibilidad a las interrupciones del tratamiento

Para la realización de esta prueba se introducen dos interrupciones en el haz cuando un par de hojas opuestas se mueve a velocidad constante. Así analizamos el efecto de la aceleración y desaceleración. De igual manera que en la prueba anterior, se analizó la estabilidad de los niveles de intensidad analizando su uniformidad.

4.2.3. Pruebas dosimétricas para el sistema MLC

4.2.3.1. Medida de porcentaje de dosis en profundidad (PDD)

Las medidas de porcentaje de dosis en profundidad para energías de 6 MV y 18 MV fueron hechas para colimadores convencionales y para MLC usando cámara de ionización CC13 en el phantom de dosimetría relativa 3D, con campos de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ hasta $30 \times 30 \text{ cm}^2$ con distancia fuente - superficie (SSD) de 100 cm sobre el eje central del haz hasta una profundidad de 30 cm. Cada una de las curvas obtenidas fueron normalizadas a la profundidad de máxima dosis (d_{max}). Se hace la comparación de las curvas para MLC vs curvas para colimadores convencionales.

4.2.3.2. Medidas del factor de salida ($S_{c,p}$)

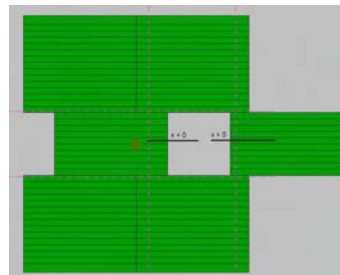
Como se explicó en la sección 3.4.3.8, es una medida relativa y se midió a una profundidad de referencia fija de 10 cm para las energías de 6 MV y 18 MV. Fueron medidos campos de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ hasta $30 \times 30 \text{ cm}^2$. La normalización de estos valores se hizo respecto al tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ definido con mandíbulas, ya que éste es el tamaño de campo de referencia para la realización de una dosimetría relativa; IAEA [21], Almond et al. [1]; es decir que con este campo se establece el valor de tasa de dosis de referencia la cual usualmente se le asigna el valor de 1.00 cGy/UM. Para hacer las medidas se utilizó una cámara cilíndrica de 0.65 cm^3 (FC65-G) colocada en el isocentro y un phantom de agua. Se realizan las medidas para MLC y colimadores convencionales para hacer comparación.

4.2.3.3. Penumbras

Las penumbras se analizaron tomando como definición la distancia correspondiente a niveles de entre 20 % y 80 % en el perfil de dosis relativa utilizando película Kodak EDR2 y el phantom de agua sólida con una disposición geométrica tal que la superficie del phantom se encuentre a 100 cm de la fuente y la profundidad de la película al valor de dosis máxima (1.5 cm para 6 MV y 3.0 cm para 18 MV). Se tomaron medidas de penumbras en:

- Dirección del movimiento de las hojas: Se midieron valores de penumbra en las posiciones de las hojas abiertas sin pasar el centro del campo ($x > 0$), de esta manera también se definen los campos cuadrados en los que los dos bancos del MLC están en posición $x > 0$. 4.2.5.

Figura 4.2.5: Penumbras en la dirección del movimiento de las hojas



- Dirección perpendicular al movimiento de las hojas: Tal como se muestra en la fig. 4.2.6.
- Penumbra medidas por efecto escalera: Se obtuvo a partir de una figura en forma de diamante campos en los que se puede observar el efecto escalera presentado en los MLC. Con este campo se generaron las curvas de isodosis en un plano, en el cual se determinó la distancia entre la línea del 80 % y la del 20 %, ver fig. 4.2.7.

Figura 4.2.6: Penumbras perpendiculares al movimiento de las hojas

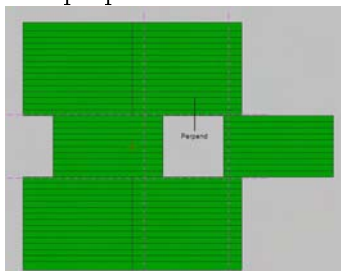
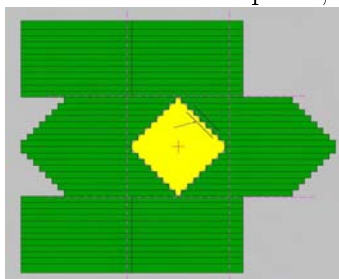


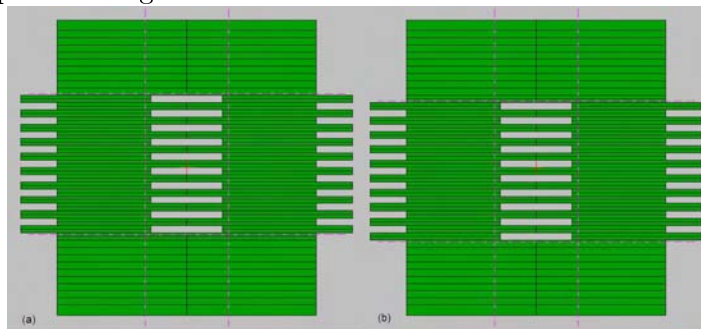
Figura 4.2.7: Penumbras medidas en un plano, con el efecto escalera



4.2.3.4. Tongue and Groove

Para medir el efecto de subdosificación en la región interhojas de pares de hojas adyacentes se utilizó la película Kodak EDR2 y un phantom de agua sólida. Para la digitalización de las películas y análisis se utilizó el scanner Vidar y el sistema RIT. Las películas se colocaron a una distancia constante de 100 cm desde el foco y a una profundidad de 5 cm para ambas energías de 6 MV y 18 MV. Cada película fue irradiada con dos campos diferentes, cada uno de ellos con un arreglo como se muestra en la fig.4.2.8.

Figura 4.2.8: Esquema de la geometría de los campos usados para el análisis del efecto tongue and groove. (a) Arreglo de 10 subcampos cada uno de dimensiones 10 cm \times 1 cm. (b) Arreglo de 10 subcampos con las mismas dimensiones de manera que al superponerlos, se cubran los subcampos del primer arreglo.



Se obtuvieron los perfiles perpendiculares al movimiento de las hojillas con los cuales se

analizó la subdosificación en las uniones de los subcampos.

4.2.3.5. Transmisión

Esta medida se realiza con una cámara de ionización cilíndrica usando un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ definido con las mandíbulas. La cámara se colocó en un phantom de agua sólida sobre el eje del haz en el isocentro y a 5 cm de profundidad tanto para la energía de 6 MV como para la de 18 MV. Como un primer paso se hicieron medidas con los MLC retraídos, es decir, con el campo abierto. Luego conservando el mismo campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y la misma posición de la cámara (con su eje perpendicular al movimiento de las hojas) se obtuvieron datos con las MLC cerradas. Para asegurar que la medida fuera un promedio de la radiación de fuga y de transmisión, se colocó también la cámara con un desplazamiento de $\pm 5 \text{ mm}$ a lo largo del eje de la misma, para el sistema MLC 80 y un desplazamiento en el mismo sentido de $\pm 2.5 \text{ mm}$, para el sistema MLC 120.

La relación entre las medidas de campo cerrado con las MLC y campo abierto, es el valor promedio de la radiación de fuga y transmisión.

La transmisión fue medida usando una película EDR2 colocada a 5.0 cm de profundidad de agua sólida con una SSD de 100.0 cm y perpendicular al eje central del haz. Con las MLC cerradas y los colimadores convencionales abiertos con un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, se hace una exposición de tal manera que se pueda determinar un valor de dosis absorbida en la película. Sin cambiar el tamaño de los colimadores convencionales y abriendo completamente los MLC se irradia otra película para lograr una dosis conocida. La transmisión es, entonces, la relación de la dosis a través de los MLC completamente cerrados y el valor de dosis con el campo abierto.

Capítulo 5

Resultados y discusión

5.1. Pruebas mecánicas

5.1.1. Estabilidad y reproducibilidad en el sistema MLC

Para la realización de la verificación de la estabilidad y reproducibilidad de los sistemas MLC se realizó la prueba conocida como picket fence tal como se muestra en la figuras 5.1.1. En las curvas se debe observar la misma distancia entre los picos lo que representa reproducibilidad en la posición de las hojas. esta prueba se realizó con el gantry a 90° y 270° , sin observar variaciones respecto a las obtenidas con el gantry a 0° .

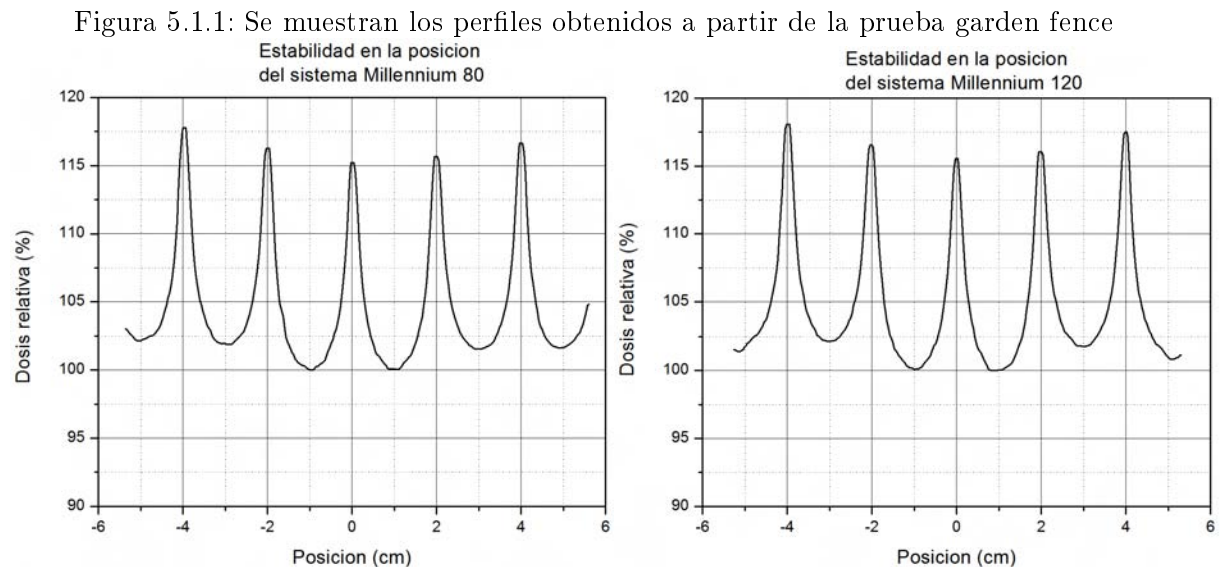
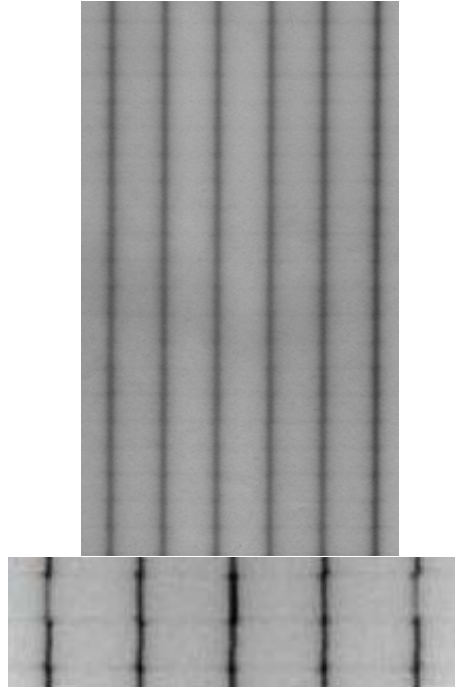


Figura 5.1.2: Patrón de líneas de la prueba de garden fence. El método puede visualizar errores en la posición de 0.5 mm tal como se muestra en la figura inferior.



5.1.2. Estabilidad en la velocidad

Como fue explicado en la sección 4.2.2.2, al generar velocidades constantes en hojas enfrentadas, se debe obtener un campo de radiación de intensidad constante. Se generó un patrón de siete velocidades, diferente velocidad para cada grupo, para obtener en la misma película las diferentes intensidades. Si existe alguna anormalidad en la constancia de la velocidad, éste problema puede ser detectado a partir del perfil que se obtiene en el campo de radiación. Un comportamiento normal en las velocidades debería generar un perfil similar al de un campo abierto.

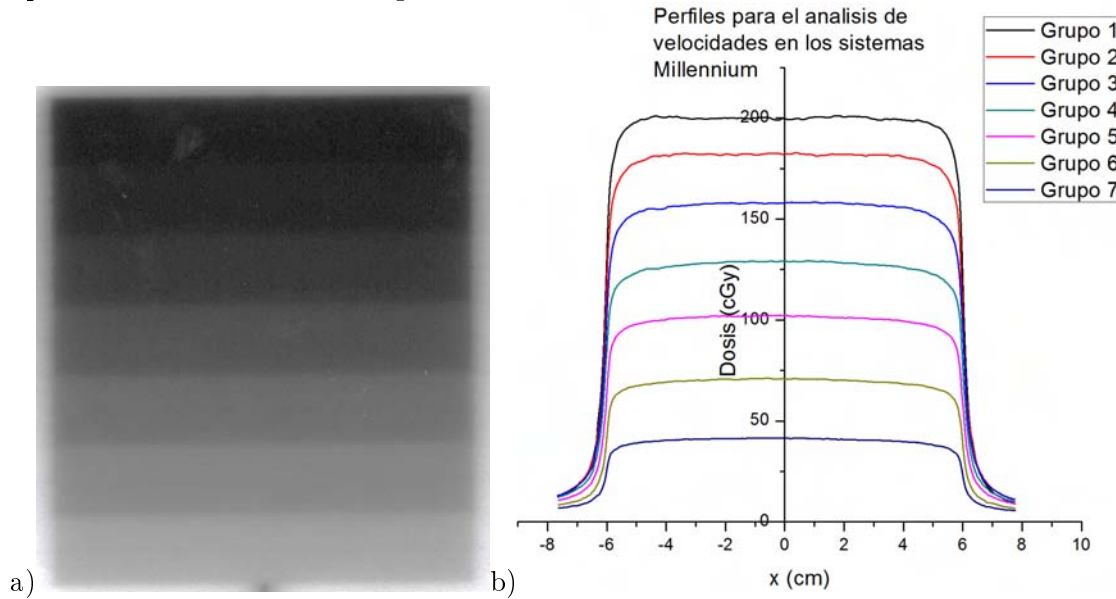
El resultado obtenido para los dos sistemas MLC, es similar tanto para el Millennium 80 como para el Millennium 120 como se muestra en la figura 5.1.3.

La uniformidad para todos los perfiles está dentro de $\pm 1\%$ en los dos sistemas MLC analizados.

5.1.3. Sensibilidad a la interrupción de los tratamientos

Los perfiles obtenidos luego de realizar dos interrupciones en el movimiento no mostraron variaciones en su uniformidad, esta se mantiene dentro del $\pm 1\%$ indicando que la aceleración y desaceleración de las hojas tiene poco efecto en la intensidad final, ver figura 5.1.4.

Figura 5.1.3: En la imagen a) se muestra las diferentes intensidades en una película, generadas a partir del movimiento uniforme de grupos de hojas enfrentados. En la imagen b) se muestran los perfiles de cada una de las regiones.



5.2. Pruebas dosimétricas

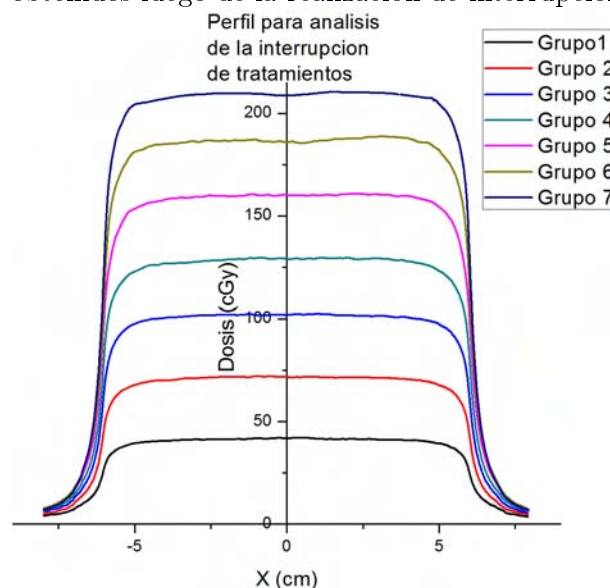
5.2.1. Medida de porcentaje de dosis en profundidad (PDD)

Las curvas de dosis en profundidad (PDD), incrementan el valor de la dosis con la energía. Para una energía dada, el valor de la dosis se incrementa con el tamaño del campo por el incremento de la dispersión a los puntos sobre el eje central del haz. En la figura 5.2.1 se muestran las curvas definidas con colimador convencional y con MLC correspondientes a una energía de 6 MV, se puede apreciar que prácticamente están superpuestas. También se muestra la diferencia entre los dos colimadores para cada una de estas curvas. Para la región que está más allá del build-up, las diferencias permanecen con valores entre $\pm 1\%$, con una tendencia hacia los valores negativos, esto es, para esta energía las curvas definidas con colimadores convencionales tienden a tener valores ligeramente mayores que las definidas con los MLC. En la región de build-up todas las diferencias son positivas con valores de hasta 3% .

Para las energías de 18 MV, en la figura 5.2.2 se puede observar una clara diferencia entre las curvas de cada campo, es notorio el valor superior en la dosis para las curvas definidas con mandíbulas en la región que va mas allá del build-up. de la misma manera que en las curvas de 6 MV, en la región de build-up las diferencias son positivas con valores de hasta el 6% . Las diferencias son mayores que para las energías de 6 MV.

Estos resultados son sorprendentes toda vez que se debería esperar que las diferencias fueran más marcadas cuando el haz es de baja energía ya que según Kim et al. [25] para esta energía 'baja' al interactuar con los MLC se produce un endurecimiento del haz. Aquí obtenemos

Figura 5.1.4: Perfiles obtenidos luego de la realización de interrupciones en su movimiento.



que el haz está mas duro cuando la energía es alta, mientras que en la energía de 6MV practicamente no se observa diferencia.

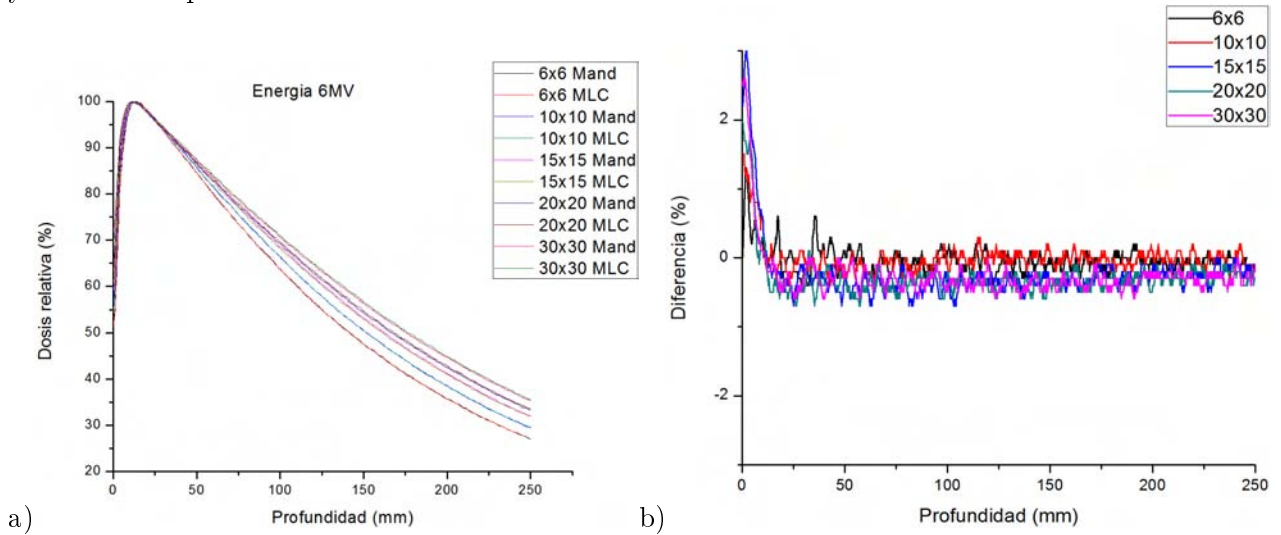
5.2.2. Perfiles - penumbras

En los perfiles obtenidos para las energías de 6 MV y 18 MV, el cambio significativo se presenta en la región de penumbra y bajas dosis, en la región correspondiente al centro del campo, los perfiles son practicamente iguales. Existe un mayor valor en la penumbra cuando el campo está definido con los MLC, lo que es atribuido a la forma redondeada en los extremos de las hojas, no tiene la divergencia del haz como sí la tienen los colimadores convencionales. En la figura 5.2.3, se puede observar la diferencia en los perfiles. Los valores obtenidos a partir de medidas hechas para las profundidades de máxima dosis (1.5 cm para 6 MV y 3.0 cm para 18 MV) con la superficie del phantom a 100 cm, están representados en la figura 5.2.4.

De las figuras 5.2.4 y 5.2.5 se puede observar el aumento del valor de la penumbra con el tamaño del campo. De igual manera también hay un aumento con la energía. Esto es válido para las medidas hechas tanto en la dirección paralela a las MLC como a las perpendiculares, este comportamiento se muestra en las figuras 5.2.6 y 5.2.7.

Las penumbras formadas por el efecto escalera pueden medirse a partir de una imagen en un plano en la que se puede lograr obtener la distribución de dosis en el mismo. El concepto es el mismo, en este caso, la longitud entre la tangente a la curva de 20 % y la tangente a la curva de 80 %. Para tener un valor de la penumbra, mirada de esta manera, se definieron campos triangulares con los MLC a las profundidades de máxima dosis según la energía usada, como se muestran en las figuras 5.2.8 y 5.2.9. Con éstas imágenes, utilizando el sistema de densitometría digital, se pueden obtener las curvas de isodosis dentro del plano. En estas

Figura 5.2.1: a) Curvas de dosis en profundidad para una energía de 6MV para campos definidos mandíbulas y con MLC. b) Diferencias entre las curvas definidas por las mandíbulas y la definidas por el MLC.



imágenes se muestran las dos curvas de dosis de nuestro interés, la curva del 20 % de la dosis máxima y la del 80 %.

Los resultados de éstas medidas se presentan en la tabla 5.2.1, en la que podemos ver que sin duda se optimiza la delimitación de un campo cuando se usa un sistema MLC de hojas delgadas.

Cuadro 5.2.1: Valores de penumbra 80-20

	MLC80	MLC120
6MV	8.3mm	5.2mm
18MV	10.0mm	7.1mm

5.2.3. Medida de los factores de dispersión

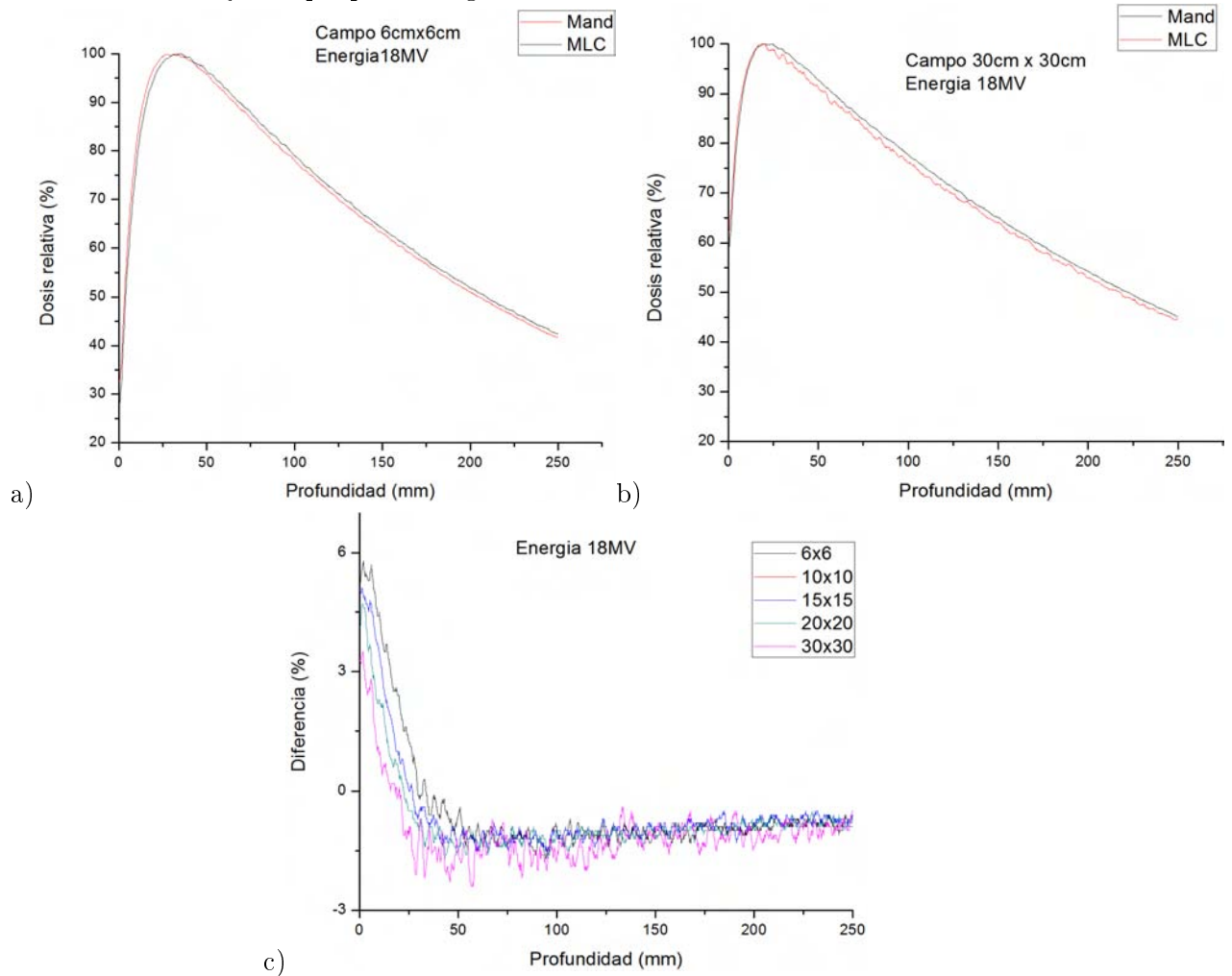
5.2.3.1. Medida del factor S_{cp}

Se puede observar en las curvas un valor mas alto en el factor de dispersión para los campos definidos con MLC que para aquellos definidos con mandíbulas. El rango de diferencia en porcentaje está entre el 1.8 % y el 6.7 % para ambos sistemas de MLC en la energía de 6 MV, fig.5.2.10, y entre el 1.9 % y el 9.3 % para la energía de 18 MV, fig.5.2.11.

Sin duda no hay diferencias significativas en cuanto a la dispersión total en los dos sistemas MLC.

El aumento significativo en el valor de dispersión, si se usa uno u otro sistema de MLC respecto a las mandíbulas, nos lleva a darle importancia al hecho de que los MLC pueden

Figura 5.2.2: Curvas de dosis en profundidad en la energía de 18 MV. La curva a) corresponde a campos de 6 cm \times 6 cm, la b) a campos de 30 cm \times 30 cm. La curva c) muestra las diferencias entre las curvas definidas por las mandíbulas y las definidas por el MLC. Se aprecia que las diferencias son mayores que para energía de 6MV.



sustituir a las mandíbulas muy bien si se considera este aumento en la dispersión, lo que no es despreciable, especialmente si se trabaja con energías altas y grandes campos.

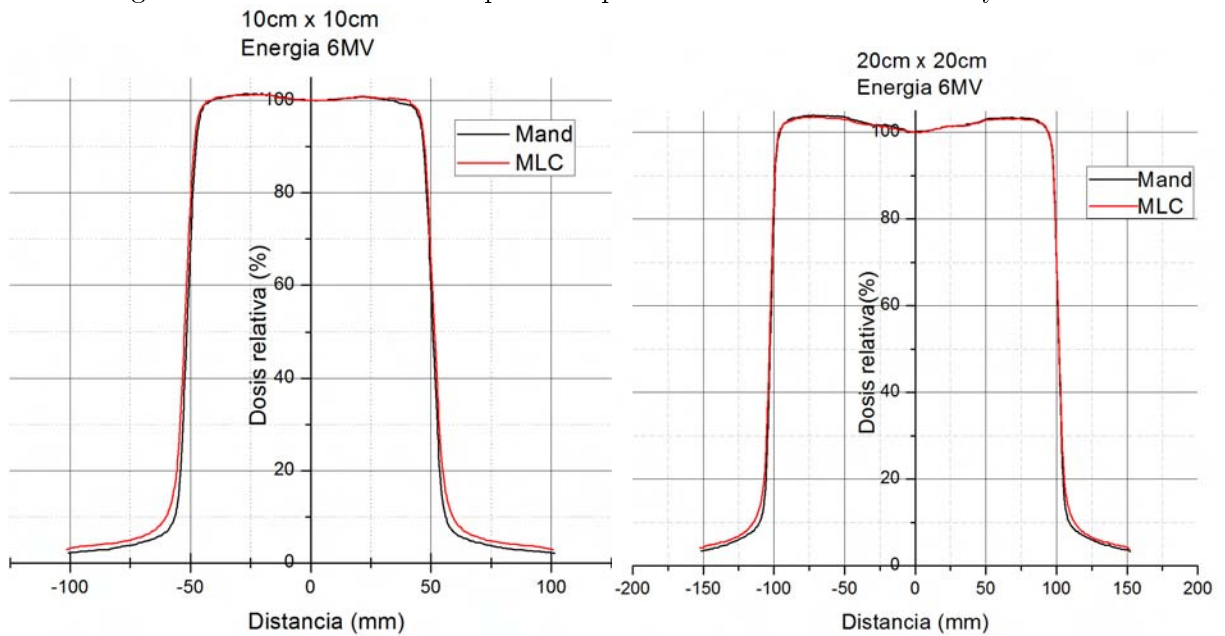
En la tablas 5.2.2 y 5.2.3, se muestran los valores de S_{cp} con las consideraciones ya anotadas.

5.2.4. Efecto tongue and groove

En la figura 5.2.12 se puede observar la película radiográfica Kodak EDR2 con la imagen obtenida que deja ver claramente líneas en las cuales la dosis es significativamente menor. El perfil que se obtiene en la dirección perpendicular a las líneas de infradosis. En este caso está normalizado en la región del centro del campo donde no hay subdosis.

Se realizó el análisis en los dos sistemas MLC usando en cada uno las dos energías de 6 MV

Figura 5.2.3: Perfiles de dosis para campos definidos con mandíbulas y MLC.



y 18 MV. Se tomó la película mostrada en la fig. 5.2.12a), para obtener diez perfiles como los que se muestran en la misma figura b). El valor medio de la reducción de la dosis así como el valor medio del FWHM se determinaron usando los datos obtenidos de estos diez perfiles. El análisis se realizó a una profundidad única de 5 cm.

En la tabla de resultados se evidencia que el efecto de subdosificación es mas importante para energía de 6 MV que para 18 MV, mientras que el valor de FWHM resulta independiente de la energía.

5.2.5. Transmisión a través de las hojas

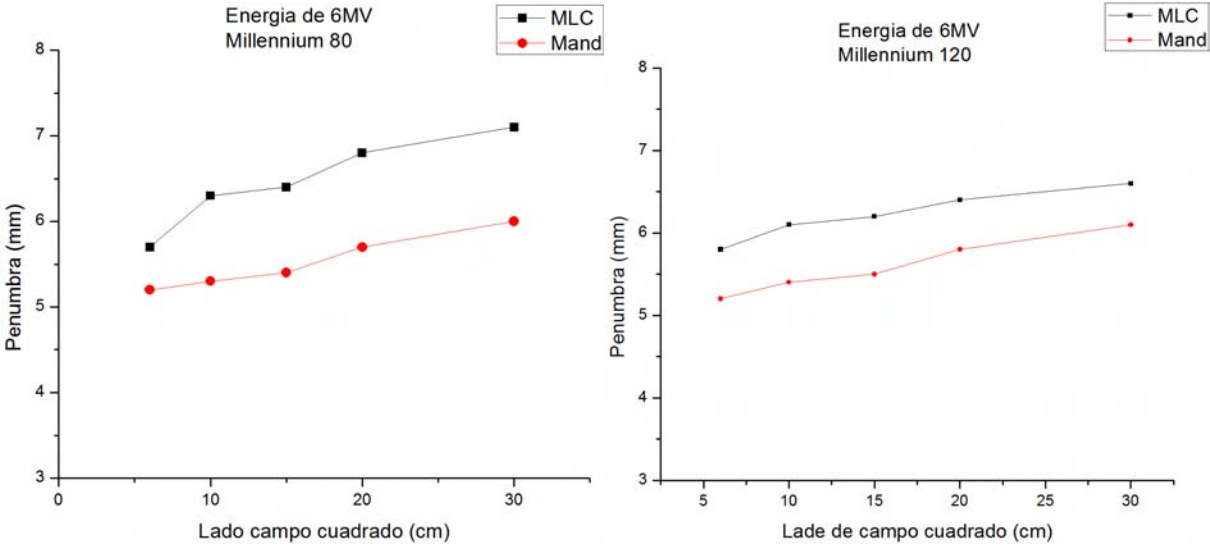
Como se explicó en la sección 4.2.3.5, se realizaron medidas con una cámara de ionización tipo Farmer (FC65-G) a una profundidad única de 5 cm. Se obtuvo un valor de 1.66 % para el Millennium 120 con una energía de 6 MV, y de 2.1 % para energía de 18 MV.

Para el sistema Millennium 80 se obtuvo un valor de 1.72 % para energía de 6MV y 1.96 % para energía de 18MV.

Una ventaja de las medidas con película radiográfica es que se puede hacer la discriminación entre la transmisión interhojas e intrahojas. Con la ayuda de un densitómetro digital se puede obtener un perfil con el cual se puede obtener la información necesaria para la realización de un cálculo de los dos componentes de transmisión.

En la fig. 5.2.14 se muestran los perfiles obtenidos a partir de películas radiográficas Kodak EDR2 debidamente calibrada y en la tabla 4.2.3.5 se presentan los resultados a partir del

Figura 5.2.4: Comparación de penumbras en perfiles obtenidos con MLC y con mandíbulas medidas a d_{max} para energía de 6 MV y en dirección paralela a las hojas



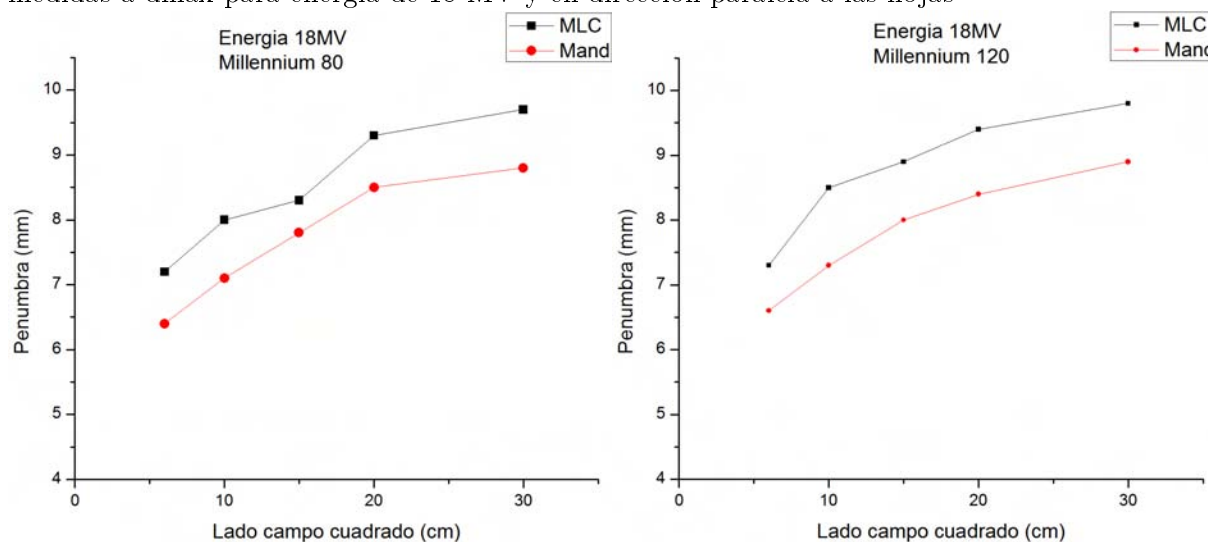
Cuadro 5.2.2: Factores S_{cp} para colimadores convencionales y Millennium 80. La lista a) corresponde a una energía de 6MV, la lista b) a 18 MV. Estos valores están medidos a SSD de 90 cm y profundidad de 10 cm.

a)	Campo	Mand	MLC80	Dif (%)
	4×4	0.953	1.018	6.7
	6×6	0.972	1.033	6.2
	8×8	0.988	1.039	5.2
	10×10	1.000	1.042	4.2
	12×12	1.008	1.045	3.7
	16×16	1.020	1.050	3.0
	20×20	1.028	1.054	2.6
	24×24	1.035	1.058	2.3
	30×30	1.043	1.062	1.8

b)	Campo	Mand	MLC80	Dif (%)
	4×4	0.892	0.976	9.4
	6×6	0.939	1.020	8.7
	8×8	0.973	1.045	7.4
	10×10	1.000	1.061	6.1
	12×12	1.022	1.071	4.8
	16×16	1.052	1.090	3.6
	20×20	1.071	1.104	3.0
	24×24	1.085	1.115	2.8
	30×30	1.104	1.126	2.0

análisis con película.

Figura 5.2.5: Comparación de penumbras en perfiles obtenidos con MLC y con mandíbulas medidas a d_{max} para energía de 18 MV y en dirección paralela a las hojas



Cuadro 5.2.3: Factores S_{cp} para colimadores convencionales y Millennium 80. La lista a) corresponde a una energía de 6MV, la lista b) a 18 MV. Estos valores están medidos a SSD de 90 cm y profundidad de 10 cm.

a)	Campo	Mand	MLC120	Dif (%)
	4×4	0.926	0.989	6.8
	6×6	0.957	1.015	6.1
	8×8	0.981	1.030	5.0
	10×10	1.000	1.045	4.5
	12×12	1.015	1.055	3.9
	16×16	1.037	1.069	3.1
	20×20	1.054	1.082	2.7
	24×24	1.068	1.094	2.4
	30×30	1.089	1.107	1.7

b)	Campo	Mand	MLC120	Dif (%)
	4×4	0.892	0.976	9.4
	6×6	0.938	1.021	8.8
	8×8	0.973	1.047	7.6
	10×10	1.000	1.061	6.1
	12×12	1.022	1.072	4.8
	16×16	1.054	1.091	3.5
	20×20	1.073	1.106	3.1
	24×24	1.087	1.118	2.8
	30×30	1.107	1.127	1.9

Cuadro 5.2.4: a) Reducción de la dosis en (%) \pm SD, medida a 5 cm de profundidad. b) Medida del valor FWHM en (mm) \pm SD.

a)	Energía	Millennium 80	Millennium 120
	6 MV	16.7 \pm 0.6	15.8 \pm 0.8
	18 MV	11.5 \pm 0.6	10.6 \pm 0.7

b)	Energía	Millennium 80	Millennium 120
	6 MV	2.2 \pm 0.2	2.2 \pm 0.1
	18 MV	2.1 \pm 0.2	2.0 \pm 0.1

Figura 5.2.6: Comparación de penumbras en perfiles obtenidos con MLC y con mandíbulas medidas a d_{max} para energía de 6 MV y en dirección perpendicular a las hojas

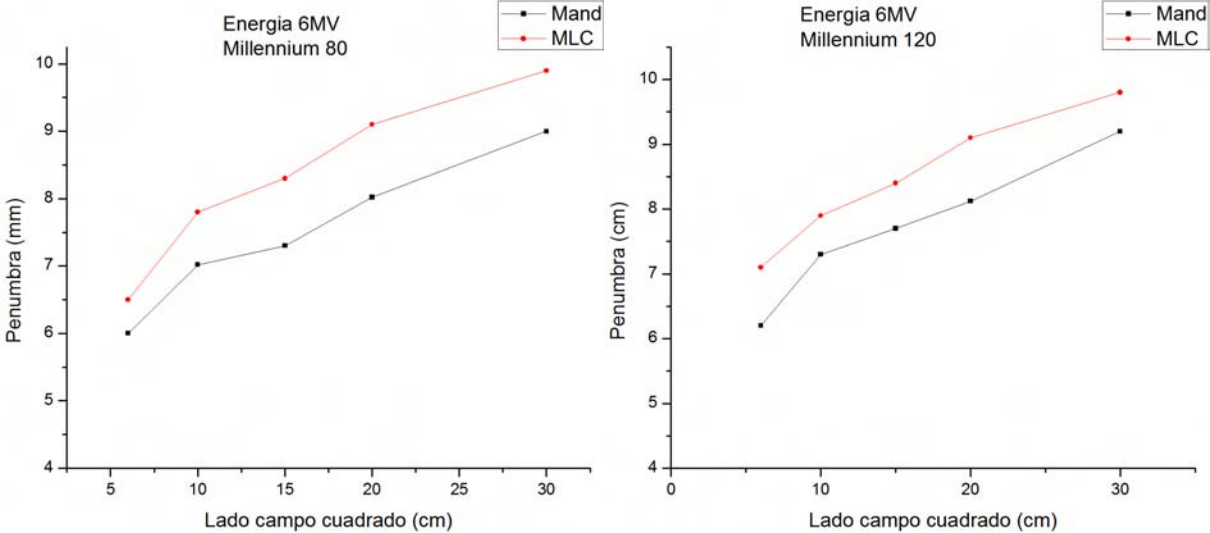
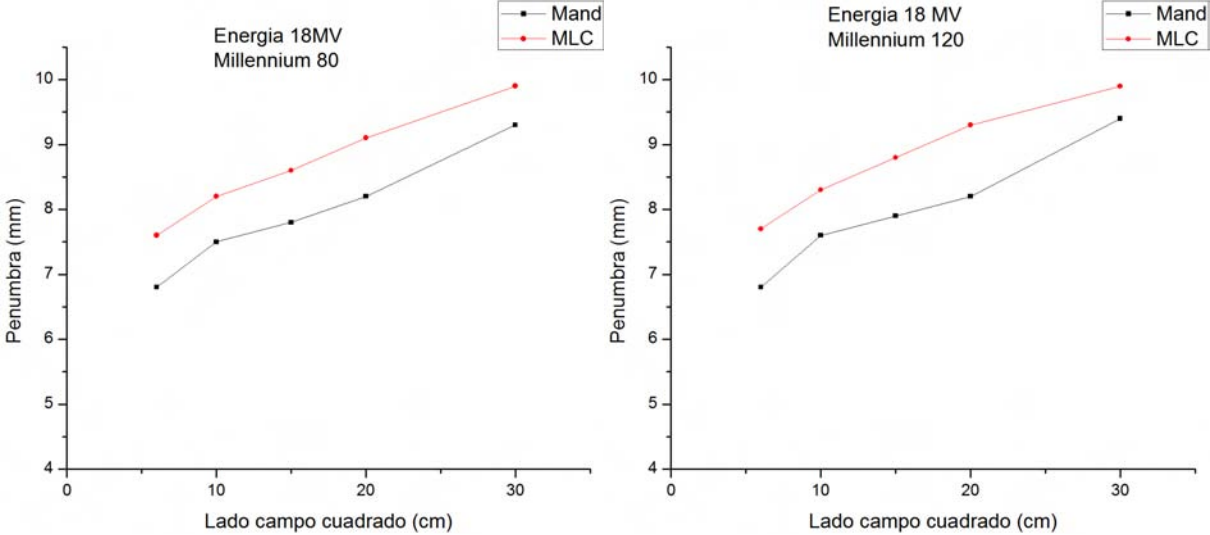


Figura 5.2.7: Comparación de penumbras en perfiles obtenidos con MLC y con mandíbulas medidas a d_{max} para energía de 18 MV y en dirección perpendicular a las hojas



Cuadro 5.2.5: Transmisión para el sistema Millennium80 y b) Transmisión para el sistema Millennium120.

	Transm (%)	6 MV	18 MV
a) Interhojas		1.69	1.93
Intrahojas		1.60	1.85

	Transm (%)	6 MV	18 MV
b) Interhojas		1.78	2.05
Intrahojas		1.63	1.92

Figura 5.2.8: Campos triangulares definidos con los dos sistemas MLC y energía de 6 MV.

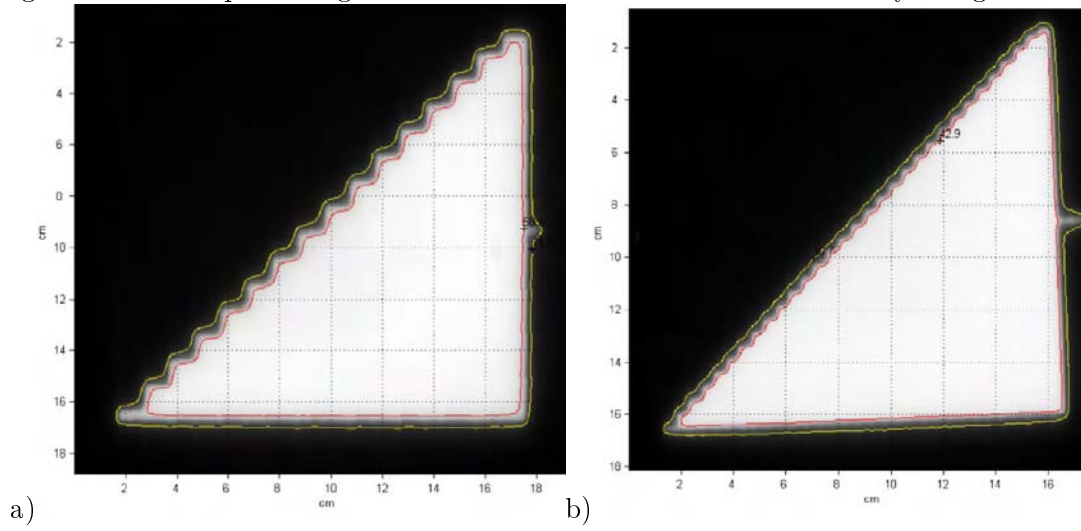


Figura 5.2.9: Campos triangulares definidos con los dos sistemas MLC y energía de 18 MV.

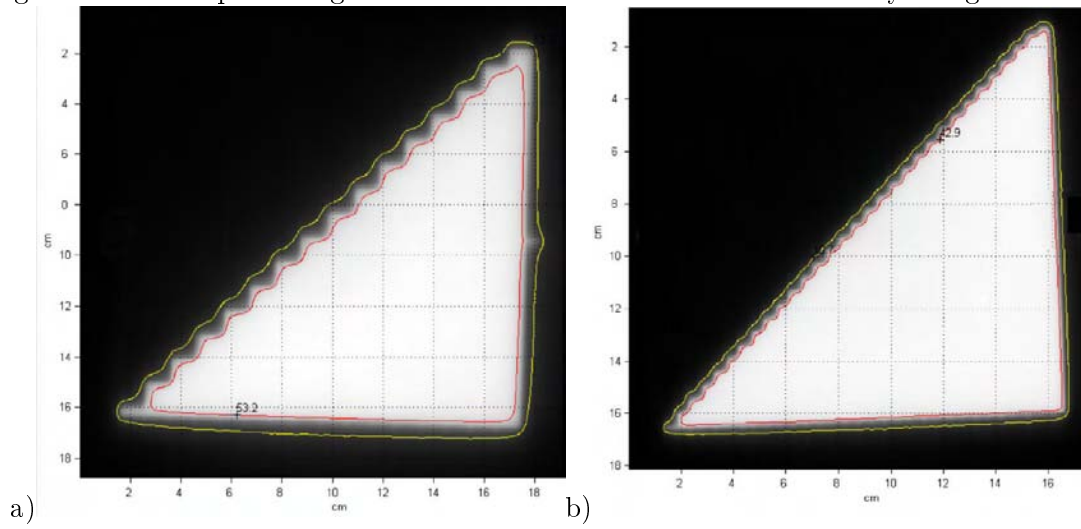


Figura 5.2.10: Curvas que permiten comparar los factores S_{cp} para campos definidos con mandíbulas y con MLC. Se muestran las curvas en los dos sistemas MLC para energía de 6 MV.

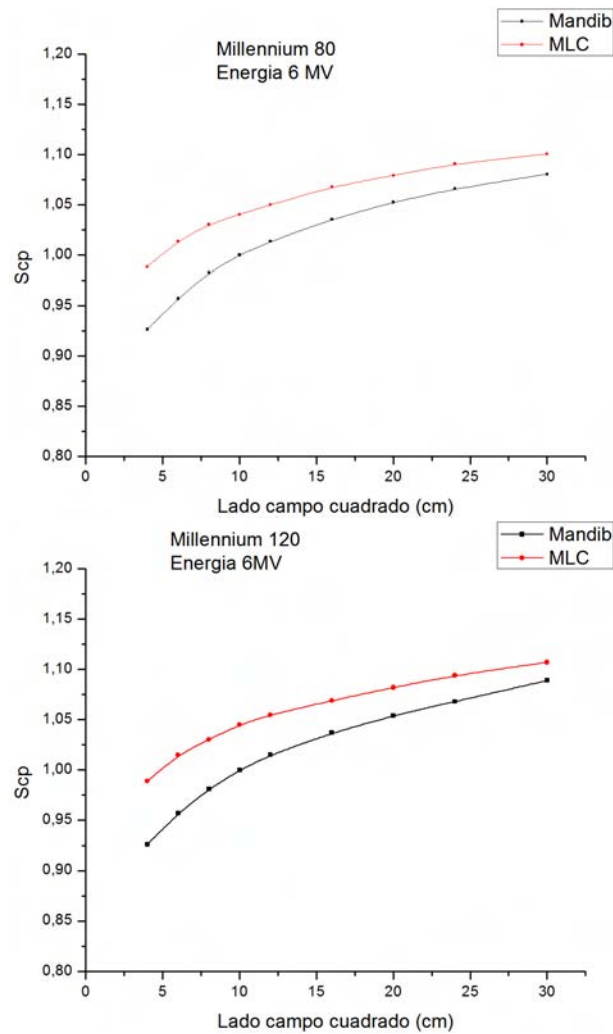


Figura 5.2.11: Curvas que permiten comparar los factores S_{cp} para campos definidos con mandíbulas y con MLC. Se muestran las curvas en los dos sistemas MLC para energía de 18MV.

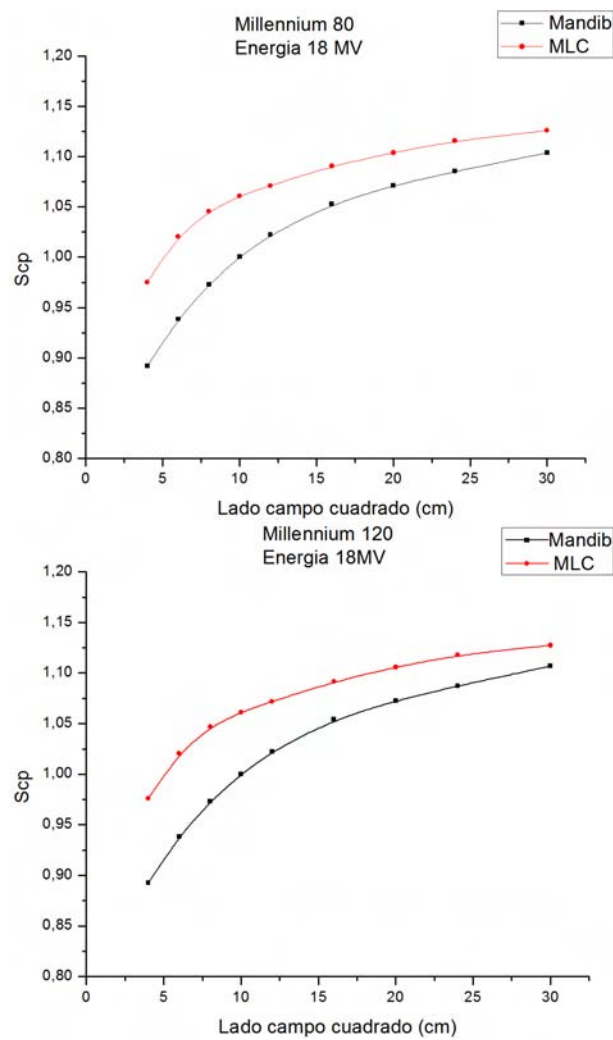


Figura 5.2.12: a) Imagen obtenida luego de irradiar una película con el arreglo especial propuesto. b) Al realizar el perfil en la dirección perpendicular a las líneas se obtiene un perfil como este.

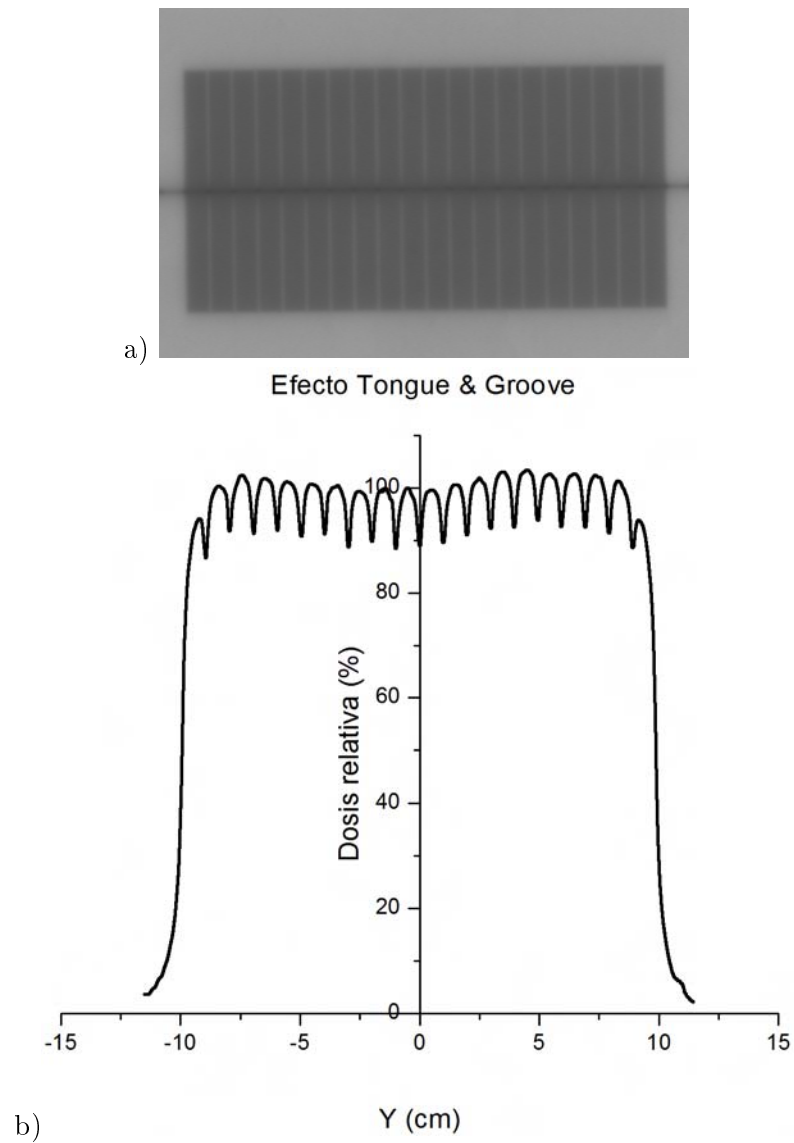


Figura 5.2.13: Perfiles de dosis relativa típicos del efecto tongue and groove. a) Se compara la reducción de dosis con la energía en el sistema millennium 80. b) Se compara la reducción de dosis con la energía en el sistema millennium 120.

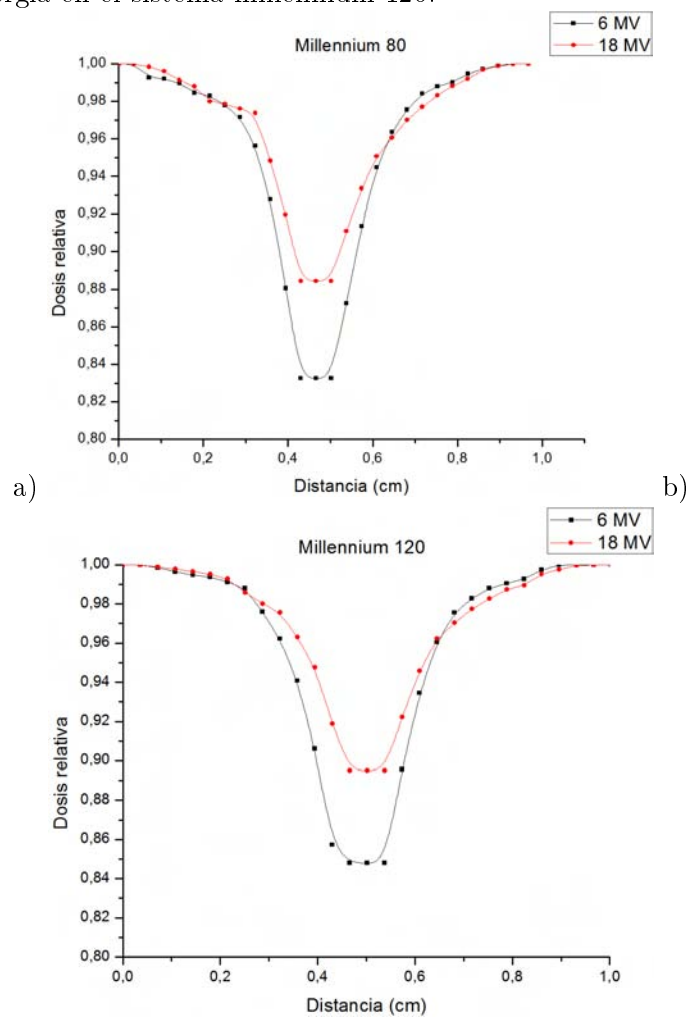
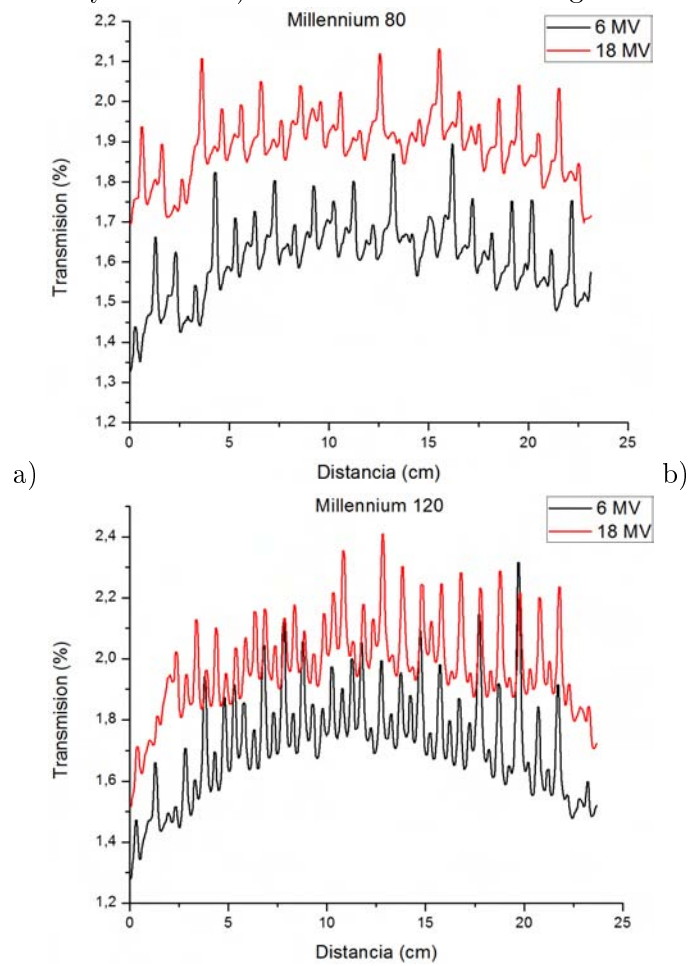


Figura 5.2.14: a) Perfiles que muestran la transmisión en los dos sistemas MLC. a) Millennium 80 con energías de 6 MV y 18 MV. b) Millennium 120 con energías de 6 MV y 18 MV.



Capítulo 6

Conclusiones

En este trabajo se ha evaluado un pequeño número de parámetros comparado con los muchísimos que se pueden analizar. Algo importante es que se ha podido profundizar sobre el conocimiento de la tecnología de los MLC. Es importante el conocimiento de los elementos tecnológicos disponibles para asegurar una mejor práctica clínica. En este trabajo se presentan los resultados de una serie de medidas de parámetros importantes que es muy útil conocer, ya que aunque se haya avanzado sobre el tema por parte de otros investigadores, no se debe suponer que no es necesario hacerlo de nuestra parte. Muchas decisiones en el ejercicio de la física médica dependen del conocimiento y criterio sobre el uso y funcionamiento de las tecnologías en disposición. De esta manera, entre otras cosas, se disminuyen sustancialmente las fuentes de error que en esta práctica particularmente pueden resultar muy graves.

En muchas ocasiones, por ejemplo, los sistemas de planificación no consideran los detalles de parámetros que eventualmente podrían resultar útiles.

En cuanto a las medidas realizadas, en general están de acuerdo con otros reportados en la literatura. Sin embargo los resultados obtenidos al analizar las curvas de dosis en profundidad en la sección 5.2.1 no corresponden a lo reportado en la literatura. Consiente de que esto pudiera ser un error de mi parte, tengo la disponibilidad de escuchar ideas sobre el particular.

De otra parte, dada la importancia del buen funcionamiento que debe tener permanentemente los sistemas MLC, se ha propuesto en el apéndice unas pruebas para implementar de manera rutinaria un programa de control de calidad que sin duda será de utilidad .

Apéndice A

Control de calidad de los sistemas MLC

El uso de colimadores multihojas es cada vez más amplio en la práctica de la radioterapia, su uso puede ser implementado, en principio, para cualquier acelerador lineal buscando reducir o disminuir el uso de bloques para conformar los campos de tratamiento y proteger tejidos sanos o la posibilidad de realizar tratamientos con intensidad modulada.

Las pruebas de control de calidad para los MLC deben llevarse a cabo periódicamente a fin de verificar cada uno de los parámetros mecánicos y dosimétricos, luego de haber establecido inicialmente los niveles de referencia en las pruebas de aceptación y comisionamiento. Definidas las tolerancias y periodicidad se podrá llevar un control de su correcto funcionamiento y estabilidad.

A.1. Pruebas de aceptación - niveles de referencia

Las pruebas de aceptación son las que se realizan antes de poner en marcha un sistema de MLC para comprobar las especificaciones del fabricante y establecer los niveles de referencia inicial del sistema; por ejemplo se comprueba que el desplazamiento de cada una de las hojas está dentro del rango especificado por el fabricante, que la forma del campo corresponda al campo definido, etc.

A.2. Pruebas de funcionamiento y seguridad

A.2.1. Seguridad

Objetivo

Verificar el correcto funcionamiento de los sistemas de software y hardware que controlan la posición de las láminas.

Procedimiento

En esta prueba se debe probar que los diferentes enclavamientos relacionados con el MLC funcionan correctamente. Algunos importantes como:

- Verificar que el sistema inhibe la irradiación si existe programado un modo diferente al MLC
- Verificar que el sistema inhibe la irradiación si no hay comunicación entre el acelerador y el MLC
- Verificar en la unidad de tratamiento que el campo definido con el sistema MLC coincide con el creado por el sistema de planificación

Tolerancia

Funcional

Frecuencia

Permanente

A.2.2. Comprobación del sistema registro y verificación

Objetivo

Verificar que la información enviada desde el sistema externo (p.ej. TPS o digitalizador) respecto a las posiciones de las hojas es transferida de manera correcta al sistema de control del acelerador.

Procedimiento

Generar diferentes campos irregulares con el MLC tanto en el digitalizador como en el TPS y transferirlas a la consola de control del acelerador. Se debe verificar la coincidencia de la forma de los campos programados con el campo luminoso utilizando una plantilla impresa.

Tolerancia

Diferencia entre campo definido y campos lumínico $< 2\text{mm}$

Frecuencia

Permanente

A.3. Pruebas geométricas**A.3.1. Coincidencia entre campo luminoso y campo de radiación****Objetivo**

Verificar que el campo luminoso y el campo de radiación definidos por el sistema MLC coinciden en cualquier posición del gantry. El efecto de la gravedad podría afectar la coincidencia, por lo cual ésta prueba debe realizarse para ángulos de gantry de 90° y 270° con las hojas en dirección vertical.

Procedimiento

Colocar una película radiográfica perpendicular al eje del haz de radiación, marcar sobre la película los límites del campo luminoso y definir sobre la misma su orientación. Irradiar la película y luego de revelarla analizar la desviación máxima y promedio de la coincidencia. Este mismo procedimiento se debe hacer para el gantry en 90° y 270° con las hojas en dirección vertical.

Tolerancia

MLC (estático): $\pm 1.0\text{mm}$

Frecuencia

Diaria

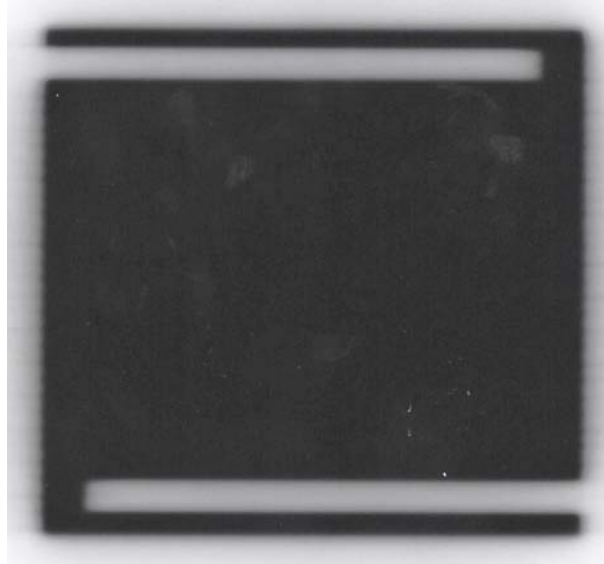
A.3.2. Alineación de las hojas con las mandíbulas**Objetivo**

Verificar el paralelismo de los bancos de láminas con respecto a las mandíbulas o diafragmas.

Procedimiento

Definir un campo abierto con dos láminas alejadas cerradas, como se muestra en la figura A.3.1 . Luego de irradiar la placa, medir la distancia entre el borde de la lamina y el colimador principal en dos posiciones conocidas.

Figura A.3.1: Placa para verificar la alineación de las láminas con las mandíbulas.

**Tolerancia**

Ángulo formado por la variación de la distancia del borde de la lámina al borde del colimador principal: $< 0.5^\circ$

Frecuencia

Semanal

A.3.3. Coincidencia de los ejes de campos del MLC con eje mecánico del colimador convencional**Objetivo**

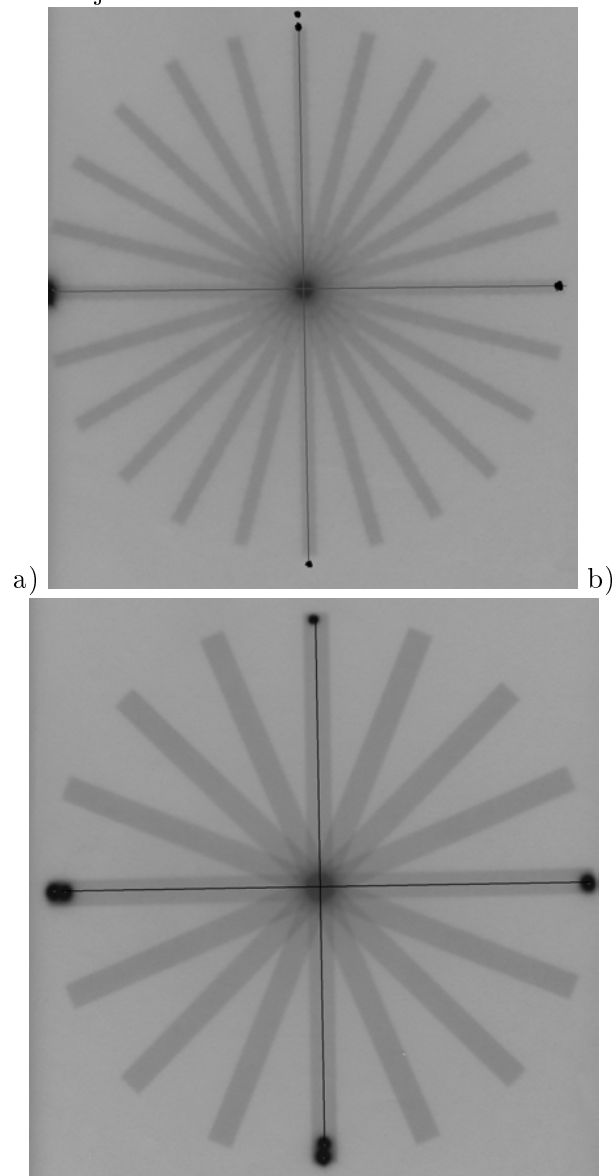
Verificar la alineación del MLC respecto al eje de rotación del colimador tanto en el aspecto mecánico como óptico.

Procedimiento

Colocar el gantry de la unidad a 0° , colocar una película radiográfica a la distancia foco superficie de 100 cm, sobre ella marcamos la proyección de los láseres, que previamente se ha

verificado que coincide con el isocentro de la unidad, cerramos todas las láminas del MLC dejando una pequeña abertura de 0,5 cm (0,25 cm por lado) entre cada par de láminas opuestas; para evitar la transmisión a través del MLC se cierran las mandíbulas hasta una abertura de 2 cm (1 cm por lado) x 20 cm. Rotando el colimador desde la posición 0° hasta 150° se realizan exposiciones cada 30° . Sobre la misma película se vuelven a realizar exposiciones cada 30° , rotando en sentido contrario, desde la posición 345° hasta 195° . En la figura A.3.2a) se muestra la imagen obtenida en la realización de esta prueba.

Figura A.3.2: Coincidencia de los ejes de radiación con el eje de rotación del colimador. a) Los campos estrechos están definidos con los MLC enfrentados; b) Los campos están definidos con la parte lateral de las hojas



Los ejes de los campos utilizados se deben intersectar en una círculo de máximo 2 mm de

diámetro cuyo centro determina el isocentro de radiación definido por los MLC enfrentados. Se repite la prueba, ahora definiendo los campos con la parte lateral de las láminas, para ello se dejan abiertas las dos láminas centrales del MLC, lo cual representa una abertura de 1 cm o de 2 cm en el plano del isocentro, y se cierran el resto de láminas, la abertura del colimador convencional será de 20 cm x 3 cm. Se realizan exposiciones cada 45° desde 0° hasta 135° en sentido horario y en sentido antihorario cada 45° desde 337.5° hasta 202.5°. En la Figura A.3.2b) se muestra la imagen de la estrella obtenida, igual que en la prueba anterior todas las líneas deben coincidir en un círculo de diámetro máximo de 2 mm cuyo centro determinará el punto por donde pasa el eje de radiación definido por la parte lateral de las láminas del MLC. En ambos casos el punto que determina el eje de radiación del MLC no debe distar más de 2 mm del punto perteneciente al eje mecánico de la unidad.

Para comprobar la coincidencia con el eje luminoso las dos pruebas anteriores se realizan de la misma manera pero sin exponer la película dibuja la proyección luminosa del campo definido por el CML sobre un papel con los mismos ángulos de colimador en que se ha realizado una exposición. La separación ente ambos ejes no debe exceder los 2 mm.

Tolerancia

Máxima distancia entre intersecciones de los centros de los haces al eje de colimador < 2 mm.

Frecuencia

Mensual

A.3.4. Coincidencia de los ejes de campos del MLC con eje mecánico del gantry

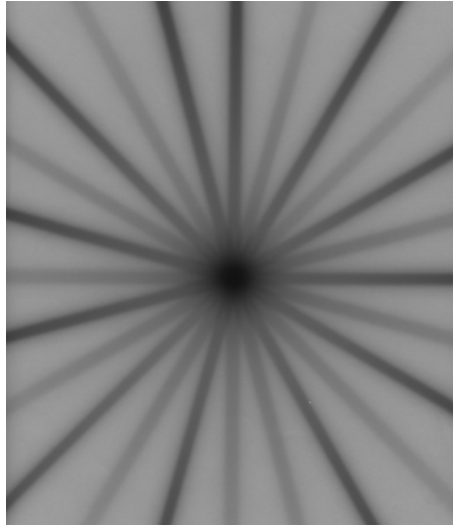
Objetivo

Verificar la coincidencia entre el centro del MLC y eje de rotación del gantry.

Procedimiento

Colocar la placa radiográfica paralela al eje del haz de radiación y paralela al eje transversal (eje x), por ejemplo utilizando láminas de agua sólida de manera que la placa quede entre dos láminas. Se define un campo estrecho de 0,5 cm (0,25 cm por lado) definido con los MLC enfrentados. Se gira el gantry con los mismos ángulos con los que se giró el colimador en la primera prueba de la sección A.3.3. En la figura A.3.3 se muestra la estrella obtenida. La intersección de las líneas deben estar en un círculo de diámetro máximo 2 mm cuyo centro determina el eje de radiación del MLC respecto el giro de brazo de la unidad.

Figura A.3.3: Coincidencia entre los ejes de radiación y luminoso con el eje mecánico del gantry



Tolerancia

Máxima distancia entre intersecciones de los centros de los haces al eje del gantry < 2 mm

Frecuencia

Mensual

A.3.5. Exactitud y repetibilidad en la posición de las hojas

Objetivo

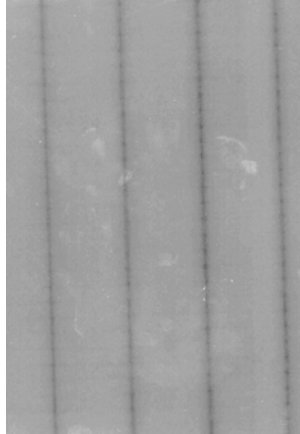
Verificar la proyección de posiciones de láminas sobre su rango completo de movimiento. Es importante también verificar la estabilidad de la posición de las laminas con la gravedad por lo cual también es necesario realizar esta prueba con ángulos de gantry de 90° y 270° . Para este fin se proponen tres pruebas:

1. Prueba 1 (Picket fence): Esta prueba consiste en irradiar consecutivamente ocho bandas contiguas de 5cm de ancho. Con la matchline definida con las posiciones de las hojas enfrentadas definiendo los campos contiguos se puede analizar la variación de la dosis en esta unión para cada par de hojas. El patrón de líneas que se obtiene se puede observar en la figura [A.3.4](#).

Procedimiento

Colocar el gantry y el colimador del acelerador a 0° , ubicar una película radiográfica sobre la mesa de tratamiento a la distancia de referencia marcando los ejes principales.

Figura A.3.4: Patrón de líneas obtenida de la prueba picket fence.



Luego de irradiar, analizar la variación de la dosis en la unión de campos para cada par de láminas. Este procedimiento se debe realizar también con ángulos de gantry de 90° y 270° , teniendo en cuenta siempre la perpendicularidad del eje del haz con la película.

Obtener perfiles de dosis en la dirección del desplazamiento de las láminas, para cada par de láminas enfrentadas, y referidos a la posición del eje central del haz. Evaluar sobre los perfiles la anchura y altura de las regiones de sobre o infradosificación. Según Boyer et al. [6], desviaciones mayores del 20 % del valor de la densidad óptica interhojas, en la franja de unión, indican un problema en la posición.

Tolerancia

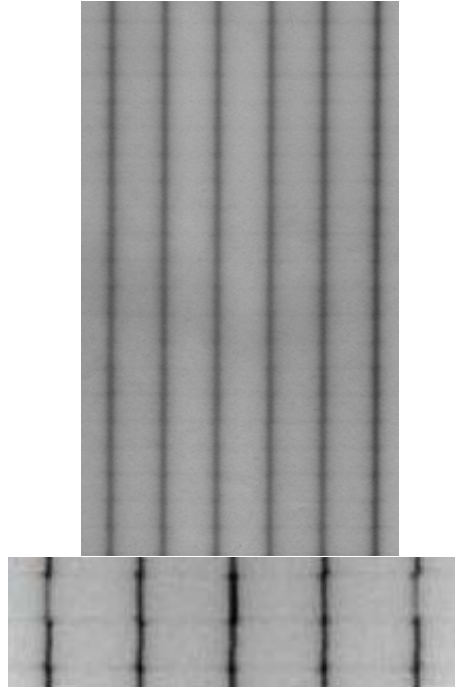
$\pm 20\%$ respecto a la dosis interhojas.

2. Prueba 2 (Garden fence): La prueba consiste en generar, con las multihojas, una secuencia de bandas de 2 mm de ancho, separadas por una distancia de 2cm. De esta manera se puede verificar la estabilidad y calibración de posición de las láminas en forma cualitativa pues se pueden detectar discrepancias de aproximadamente 0.5 mm. La figura A.3.5 muestra el patrón de líneas.

Procedimiento

Colocar el gantry y el colimador del acelerador a 0° , ubicar una película radiográfica sobre la mesa de tratamiento a la distancia de referencia. Irradiar la película y analizar la variación de la dosis en la unión de campos para cada par de láminas. Este procedimiento se debe realizar también con ángulos de gantry de 90° y 270° , teniendo en cuenta siempre la perpendicularidad del eje del haz con la película.

Figura A.3.5: Patrón de líneas de la prueba garden fence en la que se pueden apreciar pequeñas discrepancias de posición visualmente.



Tolerancia: $\pm 0.5\text{mm}$

Para la repetibilidad realizar 5 veces consecutivas la prueba picket fence. Analizar la distribución de los resultados obtenidos, calculando la desviación estándar para cada lámina.

Frecuencia

Semanal

A.3.6. Velocidad de las hojas

Objetivo

Verificar la constancia de la velocidad en todo el sistema MLC. Cuando se programa una velocidad constante para un par de hojas enfrentadas, estas deben moverse en un movimiento suave en todo su recorrido el cual puede ser evaluado con una película radiográfica.

Chui et al. [9] Chui et al. [9] describen un método de verificación el cual consiste en desplazar distintos pares de láminas enfrentadas, abarcando un determinado tamaño de campo y fijando el nivel de intensidad (número de UM) para cada par, el mapa de fluencia obtenido sobre la película, debe mostrar bandas de diferentes densidades constantes para cada par de láminas.

Esta prueba es especialmente relevante con el brazo a 90° y 270° si el colimador está rotado de forma que las láminas tengan que trabajar en contra o a favor de la gravedad.

Procedimiento

1. Establecer una irradiación consistente en varios pares de láminas enfrentadas recorriendo un tamaño de campo determinado, impartiendo distintos números de UM.
2. Situar el brazo y el colimador del acelerador a 0° .
3. Ubicar una película perpendicular al eje del haz y en el plano de referencia.
5. Irradiar cada segmento a una dosis adecuada.
6. Digitalizar la película.
7. Análisis: obtener perfiles de dosis para cada par de láminas enfrentadas.
8. Repetir la prueba con el brazo girado a 90° y a 270° .
9. Para analizar la influencia de la aceleración Chui et al. [9] proponen realizar diversas interrupciones en un campo como el descrito anteriormente (varias en la misma banda de intensidad).

Tolerancia

Variación de la planicidad de perfiles respecto a campos abiertos $<2\%$.

Frecuencia

Semanal

A.4. Pruebas dosimétricas

A.4.1. Transmisión en el sistema MLC

Objetivo

Medir los valores de la transmisión en el sistema MLC y verificar su constancia respecto al valor inicial de referencia.

La transmisión de un MLC se divide en tres:

- Transmisión interhojas
- Transmisión intrahojas

Procedimiento

- Colocar el brazo a 0°
- Colocar una película radiográfica sobre la mesa de tratamiento perpendicular al haz de radiación con un campo simétrico definido con las mandíbulas, por ejemplo de 10 cm \times 10 cm
- Colocar sobre la película material de buildup
- Realizar una irradiación de campo con los MLC cerradas con los extremos enfrentadas fuera de la zona a medir de manera que las UM correspondan a dosis medibles en la película (si la medida corresponde a transmisión interhojas e intrahojas). Colocar la zona en que están los extremos enfrentados dentro del área a medir para hacer el análisis de transmisión entre láminas enfrentadas cerradas.
- Obtener varios perfiles de densidad equidistantes perpendiculares a la dirección de movimiento de las láminas, utilizar la curva de calibración correspondiente para asignar los valores de dosis. Calcular los valores promedio de la transmisión como cociente porcentual respecto a la dosis en condiciones de referencia, en toda el área del sistema MLC, a partir de los perfiles.

Tolerancia

- Transmisión promedio de las láminas o atenuación $< 2\%$ de la dosis de referencia
- Transmisión máxima o transmisión entre láminas adyacentes $< 5\%$ la dosis de referencia

Frecuencia

Mensual

Bibliografía

- [1] P. R. Almond, P. J. Biggs, B. M. Coursey, W. F. Hanson, M. S. Huq, R. Nath, and D. W. Rogers. Aapm's tg-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med Phys*, 26(9):1847–1870, Sep 1999.
- [2] J. E. Bayouth, D. Wendt, and S. M. Morrill. Mlc quality assurance techniques for imrt applications. *Med Phys*, 30(5):743–750, May 2003.
- [3] T. Bortfeld, A. L. Boyer, W. Schlegel, D. L. Kahler, and T. J. Waldron. Realization and verification of three-dimensional conformal radiotherapy with modulated fields. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 30(4):899–908, Nov 1994.
- [4] A. L. Boyer and S. Li. Geometric analysis of light-field position of a multileaf collimator with curved ends. *Med Phys*, 24(5):757–762, May 1997.
- [5] A. L. Boyer, T. G. Ochrane, C. E. Nyerick, T. J. Waldron, and C. J. Huntzinger. Clinical dosimetry for implementation of a multileaf collimator. *Med Phys*, 19(5):1255–1261, 1992.
- [6] A. L. Boyer, P. Biggs, J. Galvin, E. Klein, T. LoSasso, D. Low, K. Mah, and C. Yu. Basic applications of multileaf collimators. Technical Report 72, Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.50. Medical Physics Publishing., 2001.
- [7] G. J. Budgell, J. H. Mott, P. C. Williams, and K. J. Brown. Requirements for leaf position accuracy for dynamic multileaf collimation. *Phys Med Biol*, 45(5):1211–1227, May 2000.
- [8] Y. Chen, A. L. Boyer, and C. M. Ma. Calculation of x-ray transmission through a multileaf collimator. *Med Phys*, 27(8):1717–1726, Aug 2000.
- [9] C. S. Chui, S. Spirou, and T. LoSasso. Testing of dynamic multileaf collimation. *Med Phys*, 23(5):635–641, May 1996.
- [10] I. J. Das, C. Cheng, R. J. Watts, A. Ahnesjö, J. Gibbons, X. A. Li, J. Lowenstein, R. K. Mitra, W. E. Simon, and T. C. Zhu. Accelerator beam data commissioning equipment

- and procedures: Report of the tg -106 of the therapy physics committee of the aapm. *Med Phys*, 35(9):4186–4215, Sep 2008.
- [11] N. Dogan, L. B. Leybovich, and A. Sethi. Comparative evaluation of kodak edr2 and xv2 films for verification of intensity modulated radiation therapy. *Phys Med Biol*, 47(22):4121–4130, Nov 2002.
- [12] E. el Khatib, J. Antolak, and J. Scrimger. Evaluation of film and thermoluminescent dosimetry of high-energy electron beams in heterogeneous phantoms. *Med Phys*, 19(2):317–323, 1992.
- [13] M. Essers, M. de Langen, M. L. Dirkx, and B. J. Heijmen. Commissioning of a commercially available system for intensity-modulated radiotherapy dose delivery with dynamic multileaf collimation. *Radiother Oncol*, 60(2):215–224, Aug 2001.
- [14] G. A. Ezzell, J. M. Galvin, D. Low, J. R. Palta, I. Rosen, M. B. Sharpe, P. Xia, Y. Xiao, L. Xing, C. X. Yu, I. M. R. T. subcommitte, and A. A. P. M. Radiation Therapy committee. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of imrt: report of the imrt subcommittee of the aapm radiation therapy committee. *Med Phys*, 30(8):2089–2115, Aug 2003.
- [15] B. Fraass, K. Doppke, M. Hunt, G. Kutcher, G. Starkschall, R. Stern, and J. Van Dyke. American association of physicists in medicine radiation therapy committee task group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys*, 25(10):1773–1829, Oct 1998.
- [16] J. M. Galvin, A. R. Smith, R. D. Moeller, R. L. Goodman, W. D. Powlis, J. Rubenstein, L. J. Solin, B. Michael, M. Needham, and C. J. Huntzinger. Evaluation of multileaf collimator design for a photon beam. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 23(4):789–801, 1992.
- [17] J. M. Galvin, X. G. Chen, and R. M. Smith. Combining multileaf fields to modulate fluence distributions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 27(3):697–705, Oct 1993.
- [18] J. M. Galvin, A. R. Smith, and B. Lally. Characterization of a multi-leaf collimator system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 25(2):181–192, Jan 1993.
- [19] M. N. Graves, A. V. Thompson, M. K. Martel, D. L. McShan, and B. A. Fraass. Calibration and quality assurance for rounded leaf-end mlc systems. *Med Phys*, 28(11):2227–2233, Nov 2001.
- [20] M. S. Huq, Y. Yu, Z. P. Chen, and N. Suntharalingam. Dosimetric characteristics of a commercial multileaf collimator. *Med Phys*, 22(2):241–247, Feb 1995.
- [21] IAEA. *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. TECHNICAL REPORTS SERIES No. 398, 2000.

- [22] ICRU. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. Technical Report 50, Bethesda: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.
- [23] ICRU. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. Technical Report 62, Bethesda: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1999.
- [24] T. J. Jordan and P. C. Williams. The design and performance characteristics of a multileaf collimator. *Phys Med Biol*, 39(2):231–251, Feb 1994.
- [25] J. O. Kim, J. V. Siebers, P. J. Keall, M. R. Arnfield, and R. Mohan. A monte carlo study of radiation transport through multileaf collimators. *Med Phys*, 28(12):2497–2506, Dec 2001.
- [26] E. E. Klein, W. B. Harms, D. A. Low, V. Willcut, and J. A. Purdy. Clinical implementation of a commercial multileaf collimator: dosimetry, networking, simulation, and quality assurance. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 33(5):1195–1208, Dec 1995.
- [27] Kodak. *Processing Recommendations*. Eastman Kodak Company. Service Bulletin No. 30, July 2006.
- [28] T. LoSasso, C. S. Chui, G. J. Kutcher, S. A. Leibel, Z. Fuks, and C. C. Ling. The use of a multi-leaf collimator for conformal radiotherapy of carcinomas of the prostate and nasopharynx. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 25(2):161–170, Jan 1993.
- [29] T. LoSasso, C. S. Chui, and C. C. Ling. Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med Phys*, 25(10):1919–1927, Oct 1998.
- [30] D. A. Low, J. W. Sohn, E. E. Klein, J. Markman, S. Mutic, and J. F. Dempsey. Characterization of a commercial multileaf collimator used for intensity modulated radiation therapy. *Med Phys*, 28(5):752–756, May 2001.
- [31] A. J. Olch. Dosimetric performance of an enhanced dose range radiographic film for intensity-modulated radiation therapy quality assurance. *Med Phys*, 29(9):2159–2168, Sep 2002.
- [32] RIT. *Film Dosimetry System Version 3.14. Users Manual & Guide*. Radiological Imaging Technology., 2002.
- [33] S. V. Spirou and C. S. Chui. Generation of arbitrary intensity profiles by dynamic jaws or multileaf collimators. *Med Phys*, 21(7):1031–1041, Jul 1994.
- [34] J. Stein, T. Bortfeld, B. Dörschel, and W. Schlegel. Dynamic x-ray compensation for conformal radiotherapy by means of multi-leaf collimation. *Radiotherapy and Oncology*, 32(2):163 – 173, 1994.

- [35] R. Svensson, P Kallman, and A Brahme. An analytical solution for the dynamic control of multileaf collimators. *Physics in Medicine and Biology*, 39(1):37, 1994.
- [36] X. R. Zhu, P. A. Jursinic, D. F. Grimm, F. Lopez, J. J. Round, and M. T. Gillin. Evaluation of kodak edr2 film for dose verification of intensity modulated radiation therapy delivered by a static multileaf collimator. *Med Phys*, 29(8):1687–1692, Aug 2002.